



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102946809 A

(43) 申请公布日 2013. 02. 27

(21) 申请号 201180003578. 7

代理人 胡建新

(22) 申请日 2011. 01. 31

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2010-020036 2010. 02. 01 JP

2010-070766 2010. 03. 25 JP

2010-070764 2010. 03. 25 JP

A61B 8/00 (2006. 01)

G01N 29/00 (2006. 01)

G01N 29/24 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 02. 28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/000508 2011. 01. 31

(87) PCT申请的公布数据

W02011/093108 JA 2011. 08. 04

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 永田贵之 门胁慎一 古屋博之

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

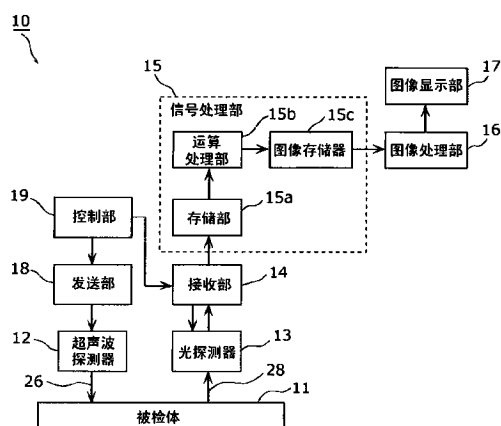
权利要求书 4 页 说明书 29 页 附图 20 页

(54) 发明名称

超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置

(57) 摘要

目的在于提供一种能够在构造上提高分辨率的超声波探测器。该超声波探测器具备向被检体(11)发送超声波的超声波探测器(12)、以及利用光来检测由被检体(11)内部的组织反射的超声波的光探测器(13),所述超声波探测器(12)的开口大于所述光探测器(13)的开口。由此,通过大开口来检测来自被检体(11)的反射波(超声波),因此能够得到比发送的超声波的宽度高的分辨率。



1. 一种超声波探测器,具备:

超声波发送部,向被检体发送超声波;以及

超声波检测部,利用光来检测由所述被检体内部的组织反射的超声波;

所述超声波检测部的用于检测由所述被检体内部的组织反射的超声波的区域的面积,大于所述超声波发送部的用于向所述被检体发送超声波的区域的面积。

2. 如权利要求1所述的超声波探测器,其中,

所述超声波检测部具备:

光源;

光学系统,将所述光源所射出的光向所述被检体上照射;以及

受光元件,接收来自所述被检体上的反射光,检测与该反射光相应的信号;

所述超声波检测部根据由所述受光元件检测的信号的变化,来检测传播到所述被检体的表面的超声波所引起的所述被检体的表面的振动,由此检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

3. 如权利要求2所述的超声波探测器,其中,

所述超声波检测部还具有反射体,该反射体在被检体上与所述被检体密接配置,按照由所述被检体内部的组织反射的超声波所引起的所述被检体的表面的振动,反射向所述被检体上照射的光;

所述超声波检测部通过受光元件接收由所述反射体反射的光作为所述反射光,来检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

4. 如权利要求2或3所述的超声波探测器,其中,

所述超声波检测部具备光分支元件,该光分支元件将所述光源所射出的光分支为检查用的第1光和参照用的第2光;

所述光学系统将由所述光分支元件分支的所述第1光向所述被检体上照射,并且将在所述被检体上反射的所述第1光与由所述光分支元件分支的所述第2光合波而成的光作为所述反射光,使所述受光元件接收;

所述合波而成的反射光具有与所述反射的第1光和所述第2光的光频率之差相应的差频,被按照传播到所述被检体的表面的超声波所引起的所述被检体的表面的振动进行频率调制;

所述超声波检测部根据由所述受光元件检测的所述合波而成的反射光的频率调制所引起的信号的变化,来检测传播到所述被检体的表面的超声波所引起的所述被检体的表面的振动,由此检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

5. 如权利要求4所述的超声波探测器,其中,

所述光分支元件由半透射元件构成,该半透射元件透射所述光源所射出的光的一部分作为所述第1光,反射其他部分作为所述第2光。

6. 如权利要求3所述的超声波探测器,其中,

所述反射体具有多个区域,具备:

超声波收敛部,与所述被检体密接形成,按所述多个检测区域中的每个检测区域使表示所述被检体的表面的振动的超声波收敛;以及

第1反射元件,形成在所述超声波收敛部的与所述被检体不密接侧的面上,反射向所

述被检体上照射的光；

所述超声波收敛部按所述多个检测区域中的每个检测区域使表示所述被检体的表面的振动的超声波收敛，并向所述第 1 反射元件放大传播；

所述第 1 反射元件以与放大的该超声波相应变化的反射率，反射向所述被检体上照射的光。

7. 如权利要求 6 所述的超声波探测器，其中，

所述超声波收敛部由声学透镜构成。

8. 如权利要求 6 所述的超声波探测器，其中，

所述超声波收敛部具备：

突起状的锥形部件，截面积朝向表示所述被检体的表面的振动的超声波的传播方向变小；以及

镜部件，配置在所述锥形部件的周围，声阻抗与所述锥形部件不同；

在所述锥形部件的内部传播的该超声波由所述锥形部件与所述镜部件的边界面反射并且向所述第 1 反射元件传播。

9. 如权利要求 8 所述的超声波探测器，其中，

所述镜部件由空气层构成。

10. 如权利要求 6 所述的超声波探测器，其中，

所述第 1 反射元件具有：

第 1 多层膜及第 2 多层膜，通过将具有不同折射率的膜交替层叠来形成；

缝隙，用于按所述多个区域中的每个区域分割所述第 2 多层膜；以及

衬垫，形成在所述第 1 多层膜及所述第 2 多层膜之间，对由所述缝隙分割的所述第 2 多层膜的一端进行固定；

所述衬垫在第 1 多层膜及所述第 2 多层膜之间构成空间；

所述第 1 反射元件将由所述超声波收敛部收敛的所述超声波向被分割的所述第 2 多层膜镜的未固定的另一端附近传播，从而所述第 2 多层膜镜形变，对被传播的该超声波进行放大。

11. 如权利要求 6 所述的超声波探测器，其中，

所述第 1 反射元件具有：

第 1 多层膜及第 2 多层膜，通过将具有不同折射率的膜交替层叠来形成；

缝隙，用于按所述多个区域中的每个区域分割所述第 2 多层膜；以及

衬垫，形成在所述第 1 多层膜及所述第 2 多层膜之间，对由所述缝隙分割的所述第 2 多层膜之中的相隔至少一个的该第 2 多层膜的一端进行固定；

所述第 1 反射元件将由所述超声波收敛部收敛的所述超声波向被分割的该第 2 多层膜镜的中央或重心位置传播，从而所述第 2 多层膜镜形变，对被传播的该超声波进行放大。

12. 如权利要求 6 所述的超声波探测器，其中，

所述光源射出波长宽度窄的所述光；

所述第 1 反射元件具有：

第 1 多层膜及第 2 多层膜，通过将具有不同折射率的膜交替层叠来形成，具有大致相等的反射特性；以及

基板,形成有所述第 1 多层膜,入射来自所述光源的照明光;

所述第 1 多层膜与所述第 2 多层膜对置配置以便构成共振器构造;

通过由所述超声波收敛部收敛的所述超声波传播,从而使所述第 1 反射元件的所述共振器构造的共振器长度变动,并使反射光量变动,该反射光量是反射向所述被检体上照射的光的反射光量。

13. 如权利要求 10 ~ 12 中任一项所述的超声波探测器,其中,

所述超声波检测部在调整所述光源所射出的所述光的波长以使所述第 1 反射元件的反射率成为最小之后,利用光来检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

14. 如权利要求 3 ~ 5 中任一项所述的超声波探测器,其中,

所述超声波探测器还具备超声波偏转元件,该超声波偏转元件使所述超声波发送部所发送的超声波偏转为大致垂直入射到所述被检体;

所述超声波发送部具有能够以二维或三维发送超声波的振子群;

所述超声波偏转元件在所述反射体与所述被检体之间与所述反射体一体构成;

所述反射体隔着所述超声波偏转元件,与所述被检体密接配置。

15. 如权利要求 14 所述的超声波探测器,其中,

所述超声波偏转元件包括声学透镜。

16. 如权利要求 14 所述的超声波探测器,其中,

所述超声波偏转元件包括声音耦合器,该声音耦合器具有相对于所述被检体的表面倾斜的面,在该倾斜的面上配置有所述超声波发送部的振子群。

17. 如权利要求 14 所述的超声波探测器,其中,

所述超声波探测器具有多个所述超声波发送部;

所述超声波偏转元件形成为:无间隙地构成所述多个超声波发送部的在所述被检体内部的超声波的扫描范围。

18. 如权利要求 14 或 15 所述的超声波探测器,其中,

所述超声波偏转元件包括由光学折射率相等且音速不同的两种以上的透明部件的组合构成的声学透镜;

所述声学透镜构成为:使所述超声波折射,而不使所述照明光折射。

19. 一种超声波检查装置,具备权利要求 2 ~ 18 中任一项所述的超声波探测器。

20. 如权利要求 19 所述的超声波检查装置,其中,具有:

检查部,与所述被检体密接使用,构成所述超声波发送部以及所述超声波检测部的一部分;以及

主体部,至少构成所述超声波发送部以及所述超声波检测部的其他部分;

所述主体部至少具有所述光源、所述受光元件、以及所述光学系统的一部分。

21. 如权利要求 19 或 20 所述的超声波检查装置,其中,

还具备控制部,该控制部对所述超声波发送部发送超声波的定时进行控制;

所述控制部按照所述超声波发送部发送超声波之后的经过时间,控制从所述光源射出的光的光量。

22. 如权利要求 19 ~ 21 中任一项所述的超声波检查装置,其中,

所述超声波检查装置还具备信号处理部,该信号处理部基于由所述超声波检测部检

测出的由所述被检体内部的组织反射的超声波,进行定相相加,得到所述被检体内部的信息;

所述超声波检查装置显示由所述信号处理部得到的所述被检体内部的信息。

超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置

[0001] 技术区域

[0002] 本发明涉及超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置,尤其涉及接收或收发超声波而得到超声波图像的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置。

背景技术

[0003] 超声波检查装置是将超声波向被检体内发送、并基于在被检体内反射的反射波对被检体内部的信息进行图像化的装置。这种超声波检查装置具有实时性、简便性、非侵袭性等特征,因此也被用于观察心脏的跳动或胎儿的情况等将生物体作为被检体的用途。另外,超声波检查装置在近年来还逐渐被用于乳腺癌检查等,要求更高的空间分辨率。

[0004] 超声波检查装置的空间分辨率分为深度方向的距离分辨率和方位方向的方位分辨率。距离分辨率依赖于发送波束的脉冲长度,脉冲波中包含的波数越少,另外超声波的频率越高,则能够得到越好的分辨率。该距离分辨率甚至能够实现与 CT 类似的分辨率。另一方面,方位分辨率依赖于收发的超声波波束的方位方向的宽度(以下称为波束宽度),因此,以往难以从近距离到远距离在大范围内实现高分辨率。

[0005] 因此,作为在大范围内需要高空间分辨率的超声波检查装置,构成为能够控制超声波波束的焦点位置的阵列型的超声波探测器逐渐得以使用。该阵列型的超声波探测器构成为将多个振子以一维或二维排列,通过控制对各振子施加电压的定时,来控制发送波束或者接收波束的焦点位置。

[0006] 作为使用这种超声波探测器的情况下提高空间分辨率的方法的例子,存在使用所谓多段焦点法(例如专利文献 1)的方法,该多段焦点法为:一边在深度方向上改变焦点位置一边多次发送发送波束,对来自各发送波束的焦点位置附近的反射波的信号进行合成。另外,一边在深度方向上使接收波束的焦点位置偏移一边进行信号的接收的所谓动态焦点法(例如专利文献 2)也得到了实用化。另外,使用数字波束形成(例如专利文献 3)的方法也由于半导体技术的提高而能够实现,该数字波束形成为:使数字存储器暂时对接收到的信号进行存储,按照希望求取的焦点位置调出接收信号并进行定相相加。

[0007] 但是,对于这种阵列型的超声波探测器之中的特别是二维的阵列探测器,构成振子的压电元件的微细加工和向多个压电元件的布线在技术上是困难的。

[0008] 与此相对,作为不需要向多个压电元件的电布线的方法,提出了将超声波信号转换为光信号来检测的方式的传感器,报告了使用光纤布拉格光栅的方法、使用法布里-珀罗(Fabry-Perot)共振器构造的方法。另外,还提出了使用具有二维检测面的光检测方式的超声波传感器的方法(例如专利文献 4)。

[0009] 【先行技术文献】

[0010] 【专利文献】

[0011] 【专利文献 1】日本特开 2002-058671 号公报

[0012] 【专利文献 2】日本特开 2004-313485 号公报

[0013] 【专利文献 3】日本特开 2001-276058 号公报

[0014] 【专利文献 4】日本特开 2004-000482 号公报

发明内容

[0015] 发明要解决的问题

[0016] 但是,在所述现有技术中,如下所述,在超声波检查装置的方位分辨率提高方面并不充分,进而还各自存在问题。

[0017] 例如,在专利文献 1 所公开的结构中,需要改变焦点深度对相同方向多次收发超声波,因此如果要在大范围内得到高分辨率,则摄像时间增加成为问题。与此相对,专利文献 2 以及专利文献 3 所记载的结构由于能够针对一次发送设定多个接收波束的焦点位置来提高分辨率,因此能够不增加摄像时间地提高大范围的分辨率。

[0018] 但是,专利文献 1 ~ 3 所公开的方式都是在信号的检测方法以及检测到的信号的处理中提高分辨率的方法,而不是在构造上提高分辨率的方法。然而能够推断,如果将这些方式与在构造上实现高分辨率的结构组合,则能够实现更高的分辨率。

[0019] 另外,专利文献 4 所公开的结构通过将接收到的信号变换为光信号来检测,从而不需要压电元件的微细加工和电布线,能够实现二维的阵列探测器。但是,接收装置的信号检测方法仅特别对提高 S/N(信噪比)进行了探讨,而完全没有进行与分辨率相关的检讨。

[0020] 本发明鉴于上述情况而做出,其目的在于,提供一种能够在构造上提高分辨率的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置。

[0021] 用于解决问题的手段

[0022] 为了达到上述以往的目的,本发明所涉及的一个方式的超声波探测器具备:超声波发送部,向被检体发送超声波;以及超声波检测部,利用光来检测由所述被检体内部的组织反射的超声波;所述超声波检测部的用于检测由所述被检体内部的组织反射的超声波的区域的面积,大于所述超声波发送部的用于向所述被检体发送超声波的区域的面积。

[0023] 根据本结构,能够以大开口检测来自被检体的反射波(超声波),因此与发送的超声波的宽度相比能够得到高分辨率。另外,由于能够增大发送的超声波的宽度,并且增大扫描间距,因此能够减少进行扫描时的超声波的收发次数,能够实现摄像时间的缩短。

[0024] 另外,通过利用光来检测超声波回波,超声波检测部不需要布线,能够实现容易地二维排列多个接收点的结构。

[0025] 由此,能够实现可在构造上提高分辨率的超声波探测器。

[0026] 在此,也可以是,所述超声波检测部具备:光源;光学系统,将所述光源所射出的光向所述被检体上照射;以及受光元件,接收来自所述被检体上的反射光,检测与该反射光相应的信号;所述超声波检测部根据由所述受光元件检测的信号的变化,检测传播到所述被检体的表面的超声波所引起的所述被检体的表面的振动,由此检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

[0027] 根据该结构,能够实现利用光来检测超声波,因此不需要布线,易于多点化以及大面积化。

[0028] 另外,也可以是,所述超声波检测部还具有反射体,该反射体在被检体上与所述被检体密接配置,按照由所述被检体内部的组织反射的超声波所引起的所述被检体的表面的

振动,反射向所述被检体上照射的光;所述超声波检测部通过受光元件接收由所述反射体反射的光作为所述反射光,来检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

[0029] 根据该结构,来自光源的光照射到反射体,来自光源的光不直接照射到被检体,因此能够确保被检体的安全。另外,来自光源的光被反射体反射,因此能够抑制所照射的光的衰减,能够确保充分的光量。

[0030] 另外,也可以是,所述超声波检测部具备光分支元件,该光分支元件将所述光源所射出的光分支为检查用的第1光和参照用的第2光;所述光学系统将由所述光分支元件分支的所述第1光向所述被检体上照射,并且以将所述被检体上反射的所述第1光与由所述光分支元件分支的所述第2光合波而成的光作为所述反射光使所述受光元件接收,所述合波而成的反射光具有与所述反射的第1光与所述第2光的光频率之差相应的差频,被按照传播到所述被检体的表面的超声波所引起的所述被检体的表面的振动进行频率调制,所述超声波检测部根据由所述受光元件检测的所述合波而成的反射光的频率调制所引起的信号的变化,来检测传播到所述被检体的表面的超声波所引起的所述被检体的表面的振动,由此检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

[0031] 根据该结构,能够由外差干涉光学系统来构成光学系统,通过检测干涉光,能够检测由被检体内部的组织反射的超声波。

[0032] 在此,也可以是,所述光分支元件由半透射元件构成,该半透射元件透射所述光源所射出的光的一部分作为所述第1光,反射其他部分作为所述第2光。

[0033] 根据该结构,能够在被检体的附近分离参照光和检测光,因此具有能够减少振动(体动)噪声的效果。

[0034] 另外,也可以是,所述反射体具有多个区域,具备:超声波收敛部,与所述被检体密接形成,按所述多个检测区域中的每个检测区域使表示所述被检体的表面的振动的超声波收敛;第1反射元件,形成在所述超声波收敛部的与所述被检体不密接侧的面上,反射向所述被检体上照射的光;所述超声波收敛部按所述多个检测区域中的每个检测区域使表示所述被检体的表面的振动的超声波收敛,并向所述第1反射元件放大传播;所述第1反射元件以与放大的该超声波相应变化的反射率,反射向所述被检体上照射的光。

[0035] 根据该结构,能够实现法布里·珀罗共振器构造,通过由该共振器构造对反射率变化进行检测,能够检测由被检体内部的组织反射的超声波。另外,根据该共振器构造,通过放大由被检体内部的组织反射的超声波,能够提高接收感度。

[0036] 在此,例如,也可以是,所述第1反射元件具有:第1多层膜以及第2多层膜,通过将具有不同的折射率的膜交替层叠来形成;缝隙,用于按所述多个区域中的每个区域分割所述第2多层膜;以及衬垫,形成在所述第1多层膜及所述第2多层膜之间,对由所述缝隙分割的所述第2多层膜的一端进行固定;所述衬垫在第1多层膜及所述第2多层膜之间构成空间;所述第1反射元件将由所述超声波收敛部收敛的所述超声波向被分割的所述第2多层膜镜的未固定的另一端附近传播,从而所述第2多层膜镜形变,对被传播的该超声波进行放大。另外,也可以是,所述第1反射元件具有:第1多层膜以及第2多层膜,通过将具有不同的折射率的膜交替层叠来形成;缝隙,用于按所述多个区域中的每个区域分割所述第2多层膜;以及衬垫,形成在所述第1多层膜及所述第2多层膜之间,对由所述缝隙分割的所述第2多层膜之中的相隔至少一个的该第2多层膜的一端进行固定;所述第1反射元

件将由所述超声波收敛部收敛的所述超声波向被分割的该第 2 多层膜镜的中央或重心位置传播,从而所述第 2 多层膜镜形变,对被传播的该超声波进行放大。另外,也可以是,所述光源射出波长宽度窄的所述光;所述第 1 反射元件具有:第 1 多层膜以及第 2 多层膜,通过将具有不同的折射率的膜交替层叠来形成,具有大致相等的反射特性;以及基板,形成有所述第 1 多层膜,入射来自所述光源的照明光;所述第 1 多层膜与所述第 2 多层膜对置配置以便构成共振器构造;所述第 1 反射元件通过由所述超声波收敛部收敛的所述超声波传播,从而使所述共振器构造的共振器长度变动,使反射向所述被检体上照射的光的反射光量变动。

[0037] 此时,也可以是,所述超声波检测部在调整所述光源所射出的所述光的波长以使所述第 1 反射元件的反射率成为最小之后,利用光来检测由所述被检体内部的组织反射的超声波。

[0038] 根据该结构,能够提高利用光来检测超声波时的反射率的变化率,能够提高接收感度。

[0039] 另外,为了达到上述以往的目的,本发明所涉及的一个方式的超声波检查装置具备上述本发明所涉及的一个方式的超声波探测器。

[0040] 另外,也可以具有:检查部,与所述被检体密接使用,构成所述超声波发送部以及所述超声波检测部的一部分;以及主体部,至少构成所述超声波发送部以及所述超声波检测部的其他部分;所述主体部至少具有所述光源、所述受光元件、以及所述光学系统的一部分。

[0041] 另外,进而,也可以具备控制部,该控制部对所述超声波发送部发送超声波的定时进行控制;所述控制部按照所述超声波发送部发送超声波之后的经过时间,控制从所述光源射出的光的光量。

[0042] 根据该结构,能够通过照射光量的调节来进行增益控制,因此具有能够使构成超声波检查装置的电路简化的效果。

[0043] 发明效果

[0044] 根据本发明,能够实现可在构造上提高分辨率的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置。具体而言,根据本发明的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置,具有能够得到高分辨率并且缩短摄像时间的效果。

附图说明

[0045] 图 1A 是本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的概略结构图。

[0046] 图 1B 是本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的概略结构图。

[0047] 图 2 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的具体结构的图。

[0048] 图 3 是用于说明由本发明的实施方式 1 中的光检测器检测的参照光和检测光的信号波形的图。

[0049] 图 4A 是用于说明本发明的实施方式 1 中的光检测器的输出波形的图。

[0050] 图 4B 是用于说明本发明的实施方式 1 中的光检测器的输出波形的图。

[0051] 图 5A 是用于说明本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的分辨率的图。

[0052] 图 5B 是用于说明本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的分辨率的图。

- [0053] 图 6 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的具体结构的变形例的图。
- [0054] 图 7 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的其他具体结构的图。
- [0055] 图 8 是表示本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的检查用探测器的其他结构的图。
- [0056] 图 9 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的具体结构的变形例的图。
- [0057] 图 10A 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的其他具体结构的图。
- [0058] 图 10B 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的其他具体结构的图。
- [0059] 图 11A 是表示本发明的实施方式 2 中的光探测器以及接收部的结构的图。
- [0060] 图 11B 是表示本发明的实施方式 2 中的光探测器以及接收部的具体结构的图。
- [0061] 图 12A 是表示本发明的实施方式 2 中的超声波检测元件的概略结构的示意图。
- [0062] 图 12B 是表示图 12A 所示的超声波检测元件的分光特性的图。
- [0063] 图 13A 是用于说明本发明的实施方式 2 中的超声波检测元件制造方法的图。
- [0064] 图 13B 是用于说明本发明的实施方式 2 中的超声波检测元件制造方法的图。
- [0065] 图 13C 是用于说明本发明的实施方式 2 中的超声波检测元件制造方法的图。
- [0066] 图 13D 是用于说明本发明的实施方式 2 中的超声波检测元件制造方法的图。
- [0067] 图 14A 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波检测元件的结构的变形例的图。
- [0068] 图 14B 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波检测元件的结构的变形例的图。
- [0069] 图 15A 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波检测元件的结构的其他变形例的图。
- [0070] 图 15B 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波检测元件的结构的其他变形例的图。
- [0071] 图 16A 是表示本发明的实施方式 3 的变形例 1 中的光探测器以及接收部的结构的图。
- [0072] 图 16B 是表示本发明的实施方式 3 的变形例 1 中的光探测器以及接收部的结构的图。
- [0073] 图 17 是表示本发明的实施方式 3 的变形例 2 中的超声波检测元件的概略结构的图。
- [0074] 图 18A 是表示本发明的实施方式 4 中的振子群以及检测元件群的配置的概略结构图。
- [0075] 图 18B 是表示本发明的实施方式 4 中的振子群以及检测元件群的配置的概略结构图。
- [0076] 图 19A 是表示本发明的实施方式 4 中的振子群以及检测元件群的其他配置的概略结构图。
- [0077] 图 19B 是表示本发明的实施方式 4 中的振子群以及检测元件群的其他配置的概略结构图。
- [0078] 图 20A 是表示本发明的实施方式 4 的变形例 1 中的超声波检查装置的结构的图。
- [0079] 图 20B 是表示本发明的实施方式 4 的变形例 1 中的超声波检查装置的结构的图。
- [0080] 图 21A 是表示本发明的实施方式 4 的变形例 2 中的超声波检查装置的结构的图。
- [0081] 图 21B 是表示本发明的实施方式 4 的变形例 2 中的超声波检查装置的结构的图。

具体实施方式

[0082] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。其中,对相同要素赋予相同符号,并有时省略说明。另外,附图是为了易于理解而以各自的结构要素为主体来示意地表示,有时对于形状等并不准确表示。

[0083] (实施方式 1)

[0084] 图 1A 以及图 1B 是本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置 10 的概略结构图。图 1A 是表示结构的模块图,图 1B 表示超声波检查装置 10 的检查用探测器中进行超声波收发的点的配置。

[0085] 超声波检查装置 10 具有:超声波探测器 12,将超声波向被检体 11 发送;光探测器 13,利用光来检测被检体 11 的表面的微小振动,并将其信息调制并输出;接收部 14,对将光探测器 13 的输出信号解调而得到的检测信号进行放大以及数字变换并输出;信号处理部 15,利用从接收部 14 输出的信号进行数字波束形成等的定相相加;图像处理部 16,基于由信号处理部 15 生成的三维数据,实施三维图像的绘制处理等;图像显示部 17,基于实施了处理的图像数据来显示图像;发送部 18,产生用于超声波探测器 12 发送超声波的驱动信号;以及控制部 19,控制发送部 18 以使发送部 18 在规定的定时产生驱动信号。另外,信号处理部 15 具有:存储部 15a,存储从接收部 14 输出的检测信号;运算处理部 15b,基于存储部 15a 中存储的信号数据来进行波束形成处理;以及图像存储器 15c,将由运算处理部 15b 得到的信息作为三维数据存储。

[0086] 如图 1B 所示,超声波检查装置 10 的检查用探测器构成为:在进行超声波发送的超声波探测器 12 的振子 121 周围,配置有进行超声波接收的光探测器 13 的接收点 131。其中,图 1B 所示的结构是一个例子,只要以接收部的开口比发送部的开口大的方式分体构成超声波探测器 12 和光探测器 13,则也可以为其他配置。另外,无需以平面状配置振子 121 和各接收点 131,只要相对的位置关系明确,则也可以沿着被检体的形状配置。其中,超声波探测器 12 与光探测器 13 以分体构成,但作为超声波检查装置 10 的检查用探测器配置在一个壳体中。而且,如图 1B 所示作为检查用探测器的结构配置有进行超声波的收发的点。换言之,超声波检查装置 10 的检查用探测器以分体具备超声波探测器 12 和光探测器 13,进行超声波的收发的点被二维配置。

[0087] 更具体而言,检查用探测器只要具备以下结构即可:超声波探测器 12 的至少具有发送超声波的功能的结构、以及光探测器 13 的至少具有将被检体 11 的表面的微小振动作作为光的信息来接收的功能的结构。因此,超声波检查装置 10 由检查用探测器和具备检查用探测器以外的其他结构的装置主体部(诊断装置侧)构成。也就是说,装置主体部具备:超声波探测器 12 和光探测器 13 之中的未构成在检查用探测器中的结构部分、接收部 14、信号处理部 15、图像处理部 16、图像显示部 17、发送部 18 和控制部 19。

[0088] 超声波探测器 12 相当于本发明中的超声波发送部,向被检体发送超声波。具体而言,超声波探测器 12 由将多个振子二维排列而成的振子阵列构成,各振子通过在由 PZT(钛酸锆酸铅)为代表的压电陶瓷等构成的压电元件上形成电极来构成。振子阵列构成为:对各振子的电极施加从发送部 18 发送的实施了延迟处理的脉冲状的电压,从而产生超声波脉冲,并且能够使产生的超声波进行聚焦及偏转。根据该结构,超声波探测器 12 能够向三

维方向发送超声波 26 来进行扇形扫描。其中,超声波探测器 12 也可以由机械摇动型的探测器构成,由此能够进行三维扫描。

[0089] 光探测器 13 相当于本发明中的超声波检测部,利用光来检测由被检体内部的组织反射的超声波(超声波回波 28)。而且,光探测器 13 的用于检测由被检体 11 内部的组织反射的超声波的区域的面积(开口),大于超声波探测器 12 的用于向被检体 11 发送超声波的区域的面积(开口)。另外,光探测器 13 具备光源、将光源所射出的光向被检体 11 上照射的光学系统、以及接收来自被检体 11 上的反射光并检测与该反射光相应的信号的受光元件,光探测器 13 根据由所述受光元件检测的信号的变化,来检测在被检体 11 的表面传播的超声波所引起的被检体 11 的表面的振动,由此检测由被检体 11 的内部组织反射的超声波(超声波回波 28)。

[0090] 换言之,光探测器 13 由例如外差干涉光学系统或者法布里·珀罗共振器构造构成,典型地由外差干涉光学系统构成。以下,光探测器 13 作为由外差干涉光学系统构成来进行说明。即,光探测器 13 构成为:将被频率调制的激光分离为检测光和参照光,将检测光向配置在被检体 11 的表面上的超声波检测元件照射,并且使超声波检测元件所反射的检测光与参照光干涉来进行检测。另外,光探测器 13 将检测到的信号(输出信号)向接收部 14 输出。该输出信号成为对载波进行 FM(Frequency Modulation:调频)调制的波形。

[0091] 而且,通过接收部 14 对该输出信号进行解调,从而得到被检体 11 表面的微小振动、即超声波回波的信息。关于该光探测器 13 的具体结构以及信号的检测原理,留待后述。

[0092] 图 2 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器 13 的具体结构的图。

[0093] 在图 2 中,光探测器 13 具备:光源、将光源所射出的光向所述被检体的表面照射的光学系统、以及接收来自被检体的表面的反射光的光检测器 42。

[0094] 具体而言,光源由半导体激光器 31 和电流调制器 30 构成,该半导体激光器 31 在局部具有注入电流与发射波长呈线性变化的动作区间,该电流调制器 30 对供给半导体激光器 31 的电流进行调制。光学系统由以下部分构成:准直透镜 32,使射出半导体激光器 31 的激光准直;偏振光波束分光器 33,透射 P 偏振光成分,反射 S 偏振光成分;1/4 波长板 34,将透射了偏振光波束分光器 33 的直线偏振光的光变换为圆偏振光;透镜 35 以及 36,用于扩大光束径;透镜阵列 37;衬垫 38,固定地保持被检体 11 与透镜阵列 37 的距离;镜 39 以及 40,反射由偏振光波束分光器 33 反射的光;以及半反镜 41。光检测器 42 相当于本发明中的受光元件,多个光电变换器以二维排列,接收来自被检体的表面的反射光。另外,光探测器 13 在被检体 11 上配置有传递被检体 11 表面的位移的反射体 43。

[0095] 在此,反射体 43 相当于本发明中的反射体,在被检体 11 上与被检体 11 密接配置,按照由被检体 11 内部组织反射的超声波所引起的被检体 11 的表面的振动,反射向被检体 11 上照射的光。根据该结构,来自光源的光照射到反射体,来自光源的光不直接照射到被检体 11,因此能够确保被检体 11 的安全。另外,来自光源的光被反射体反射,因此能够抑制所照射的光的衰减,能够确保充分的光量。

[0096] 半导体激光器 31 构成为:利用电流调制器 30 在注入电流上重叠锯齿状的电流,由此射出将射出光的光频率以锯齿状调制的激光 44。其中,以下,将光的波长的调制频率记载为光频率,与强度(振幅)的调制区别记载。在此,由半导体激光器 31 射出的激光 44 构成相对于偏振光波束分光器 33 具有 P 偏振光成分以及 S 偏振光成分,由偏振光波束分光器

33 透射一部分而反射一部分,分离为透射光 45a 以及参照光 46。

[0097] 衬垫 38 以与透镜阵列 37 的焦点距离大致相等的长度构成,构成为从透镜阵列 37 射出的光在反射体 43 上聚光,形成接收点 131。

[0098] 图 3 是用于说明由本发明的实施方式 1 中的光检测器 42 检测的参照光和检测光的信号波形的图。在此,在图 3 中,纵轴表示光频率,横轴表示时间。

[0099] 如图 3 所示,参照光的信号波形 51 和检测光的信号波形 52 成为偏移时间 Δt 的波形。这是因为:参照光和检测光由偏振光波束分光器 33 分离之后,在到达光检测器 42 为止的期间所通过的路径中存在光路差。在此,如果将偏振光波束分光器 33 与被检体 11 表面之间的距离设为 $L/2$,将光速设为 c ,则光路差为 L ,因此信号波形偏移 $\Delta t = L/c$ 。此时,由光检测器 42 接收的参照光与检测光的光频率稍稍产生差异,因此在光检测器 42 中,检测到该差频率(以下称为差频) $f_b = \Delta v \cdot f_m \cdot \Delta t$ 的差频信号。例如,在设激光 44 的锯齿状波的重复频率 $f_m = 10\text{MHz}$ 、光频率的变动幅度 $\Delta v = 15\text{GHz}$ 、参照光与检测光的光路差 $L = 40\text{mm}$ 的情况下,差频 f_b 为 20MHz 。

[0100] 在被检体 11 的表面由于超声波回波 28 的传播而振动的情况下,由被检体 11 表面反射的检测光由于多普勒频移而光频率稍稍偏移,因此由光检测器 42 检测的差频信号也同样受到多普勒频移。因此,由光检测器 42 检测到的信号成为以差频信号为中心频率的 FM 信号,通过对该 FM 信号进行解调,能够检测由被检体 11 的内部反射而来的超声波回波 28 所引起的振动。

[0101] 在此,例如,如果将超声波回波 28 所引起的被检体 11 表面的变动振幅设为 0.5nm 、将超声波回波 28 的频率设为 5MHz ,则被检体 11 表面的变动速度 v 最大为 0.0157m/s 。此时,如果设光源的波长 $\lambda = 683\text{nm}$,则多普勒频移的频率 f_b 为 $f_b = 4\pi v/\lambda = 289\text{kHz}$ 。因此,在差频为 20MHz 的情况下,由光检测器 42 检测的信号的频率成为在 $19.71 \sim 20.29\text{MHz}$ 之间被 FM 调制的频率。对此利用附图进行说明。

[0102] 图 4A 以及图 4B 是用于说明本发明的实施方式 1 中的光检测器 42 的输出波形的图。图 4A 表示没有多普勒频移的情况,图 4B 表示有多普勒频移的情况。

[0103] 在超声波没有被发送到被检体 11 内部而在被检体 11 的表面上没有振动的情况下,检测到如图 4A 所示的与参照光和检测光的光路差 L 相应的差频的载波。另一方面,在超声波被发送到被检体 11 内部而被检体 11 的表面振动的情况下,如图 4B 所示,载波被 FM 调制,因此通过对该信号进行解调,能够对超声波回波 28 所引起的被检体表面的振动(以下称为回波信号)进行检测。

[0104] 接着,对于如上构成的超声波检查装置 10 的动作,利用图 1A 以及图 1B 来具体说明。

[0105] 在图 1A 中,首先,控制部 19 控制发送部 18,以使发送部 18 在规定的定时产生驱动信号。发送部 18 将进行了延迟处理的驱动脉冲分别供给到超声波探测器 12 的多个振子,该延迟处理用于使超声波探测器 12 所发送的超声波聚焦以及偏转。

[0106] 超声波探测器 12 按照从发送部 18 发送的驱动脉冲,从各振子发送超声波 26 来形成规定的波面。其中,该超声波 26 按照该波面向规定的方向行进。而且,从超声波探测器 12 发送的超声波 26 由被检体 11 内部的声阻抗不同的组织的界面反射,成为超声波回波 28 并传播到被检体 11 的表面,向反射体 43 传递由超声波引起的振动。传递到反射体 43 的超

声波回波 28 由光探测器 13 的多个接收点即振子 121 检测到其振动位移,并作为回波信号被接收。

[0107] 在此,利用附图详细说明此时的回波信号检测动作。首先,如图 2 及图 3 所示,通过由电流调制器 30 对注入电流进行调制,从而从半导体激光器 31 射出光频率被调制的激光 44。该激光 44 由准直透镜 32 变换为平行光,入射到偏振光波束分光器 33,分离为 P 偏振光成分的检测光(透射光)45 和 S 偏振光成分的参照光(反射光)46。作为检查光的检测光 45 由 1/4 波长板 34 变换为圆偏振光,并由透镜 35 以及 36 扩大光束。光束扩大的圆偏振的检测光 45 透射透镜阵列 37 而在反射体 43 上形成多个点。另一方面,参照光 46 被镜 39 以及 40 导向半反镜 41。其中,通过该偏振光波束分光器 33 分离为检测光(透射光)45 和参照光(反射光),从而能够在被检体 11 的附近分离参照光和检测光,因此具有能够减小振动(体动)噪声的效果。

[0108] 此时,如果由超声波回波 28 引起的振动传递到被检体 11 的表面,则由反射体 43 反射的检测光 45 由于多普勒频移而光频率稍稍偏移。而且,光频率稍稍偏移的检测光 45 再次透射透镜 36 以及 35 而入射到 1/4 波长板 34,被变换为 S 偏振光的直线偏振光而入射到偏振光波束分光器 33,由偏振光波束分光器 33 反射而入射到半反镜 41。结果,透射了半反镜 41 的检测光 45 与由半反镜 41 反射的参照光 46 被合波而入射到光检测器 42。光检测器 42 通过接收该合波,来检测差频信号等信号。

[0109] 如此检测到的信号是以与参照光和检测光的光路差相应的差频为中心频率被 FM 调制的信号,通过由接收部 14 对 FM 调制进行解调,能够得到超声波回波 28 的检测信号。

[0110] 再次返回图 1A 来继续说明。由接收部 14 解调并进一步放大的多个回波信号被变换为数字信号,并存储在存储部 15a 中。在此,基于存储部 15a 所存储的回波信号,由运算处理部 15b 进行定相相加、即沿着超声波 26 的发送路径(以下称为音线)的区域的波束形成处理,将得到的音线上的数据存储在图像存储器 15c 中。

[0111] 一边在被检体内对从超声波探测器 12 发送的超声波 26 的音线进行扫描,一边进行以上的动作,对检查区域整体的信息进行运算并保存在图像存储器 15c 中。图像存储器 15c 所保存的三维数据由图像处理部 16 实施三维图像的绘制处理,并由图像显示部 17 显示图像。

[0112] 接着,对于如上构成的超声波检查装置 10 的分辨率进行说明。在此,在考虑方位方向上配置的两点的反射点的情况下,方位分辨率可以看作能够区别来自两点的回波信号的相位差异的最小距离。利用附图说明该方位分辨率的条件。

[0113] 图 5A 以及图 5B 是用于说明本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置 10 的分辨率的图。图 5A 是方位分辨率的说明图,图 5B 是图 5A 的 B 部的扩大图。在图 5B 中,ra 表示 AA' 的距离, θ 表示从点 A 以及 A' 看接收点 131 的两端 P、Q 的仰角。在此,如果设反射点 A 以及 A' 与振子 121 的距离与 ra 相比充分大,则 A 以及 A' 的仰角 θ 可以假定为相同。

[0114] 此时,如果设 P 点与 Q 点位于对称的位置,则可以近似为 $AP - A'P = A'Q - AQ = ra \cdot \sin \theta$ 。如果设回波信号的相位的差异能够以相位差 π 检测,则分辨率为 $ra = \lambda / (2 \cdot \sin \theta)$ 。在此, λ 为超声波的波长。

[0115] 由此,可知方位分辨率与波长 λ 成比例,与 $\sin \theta$ 成反比例。但是,如果降低波长 λ 、即提高频率,则方位分辨率虽然提高,但存在被检体内的衰减增大的问题。因此,在本实

施方式中,如上所述,能够通过使用光检测来扩大光探测器的接收点 131 的开口并增大 θ 。由此,根据本实施方式,具有能够实现比以往的结构更好的方位分辨率的效果。

[0116] 另外,由于扩大接收开口而提高分辨率,因此能够使发送的超声波波束宽度较宽,能够扩大扫描间距。因此,能够减少超声波的收发次数。由此,能够缩短摄像时间。

[0117] 如上所述,本实施方式 1 的超声波检查装置 10 通过使接收超声波的光探测器 13 的开口比发送超声波的超声波探测器 12 的开口大,具有能够大幅度改善分辨率的效果。另外,具有以下效果:能够扩大发送的超声波波束的宽度,并且由于扫描间距也扩大,因此能够缩短摄像时间。

[0118] 另外,通过构成为利用光来检测超声波回波,二维排列多个接收点的构成变得容易。

[0119] 其中,在本实施方式中,为了检测被检体表面的振动而应用了外差干涉光学系统,构成为:对从光源射出的激光的光频率以锯齿状进行调制,从而检测依赖于参照光与检测光的光路差的差频信号。但是,也可以构成为:在将参照光与检测光各自分支之后,利用 AOM(Acoustic Optic Modulator:光调制元件)等的一般结构,使参照光和检测光中的至少一方的光频率偏移,由此产生差频信号。

[0120] 另外,在本实施方式中,超声波探测器 12 仅进行超声波的发送,但不限于此。也可以是,超声波探测器 12 不仅按照从发送部 18 发送的驱动脉冲,而且还利用超声波探测器 12 所接收的信号进行运算,由此实现从各振子发送的超声波 26 的 S/N 的改善。

[0121] 另外,以上作为光探测器 13,举出由外差干涉光学系统检测被检体 11 表面的超声波振动的结构为例进行了说明。以上,对于将外差干涉光学系统配置于检查探测器的情况的例子进行了说明,但不限于此。也就是说,例如,并不一定将该光学系统配置于检查探测器,也可以构成为在主体的装置侧配置光学系统,通过光纤等收发检测光。以下,对于该情况进行说明。

[0122] 图 6 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的具体结构的变形例的图。即,图 6 所示的光探测器 13a 是图 2 所示的具备外差干涉光学系统的光探测器 13 的变形例。在图 6 中,与图 2 不同之处仅为光纤束 61 的结构。其中,虽然未图示,但在光纤束 61 的被检体 11 侧的端部,配置有折射率分布型的 GRIN 透镜,构成为在反射体 43 上聚光。

[0123] 如果如此构成,则能够将外差干涉光学系统不配置在探测器侧而配置在诊断装置侧,具有能够使检查探测器小型化的效果。另外,即使设置多个光探测器 13 作为诊断装置所具备的探测器,通过使用光纤束 61 来将来自各位置的检测光汇聚到一处,也能够通过一个外差干涉光学系统来进行多个位置的信号检测。由此,还具有能够减小诊断装置的尺寸以及诊断装置的制造成本的额外效果。

[0124] 另外,以上作为检测被检体上的微小位移、振动的光学系统,举出使用外差干涉光学系统的例子进行了说明,但不限于此。例如,也可以使用利用法布里·珀罗共振器构造的结构或者其他干涉光学系统。另外,也可以构成为:以光学特性由于超声波的传播所产生的微小形变而变化的方式构成反射体 43,对该光学特性的变化进行光检测。无论哪种情况,通过利用光来检测超声波,都能够减少电布线,因此具有基于使接收点 131 多点化的效果。

[0125] 另外,例如,也可以是,光探测器 13 构成为检测被检体 11 内部的组织的超声波振动。以下对于该结构例进行说明。

[0126] 图 7 是表示本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的检查用探测器的其他具体结构的图。

[0127] 在图 7 中,光探测器 13b 具有:发送光纤 64,构成为将宽频带光向被检体 11 的内部发送;以及接收光纤 65,对透射了被检体内部的宽频带光进行检测。另外,虽然未图示,但发送光纤 64 与射出(发送)多个波长的光的宽频带光源连接,接收光纤 65 与分光器以及受光元件连接,构成为能够检测吸光度。其中,如果是射出多个波长的光的光源,则不限于宽频带光源。

[0128] 在该结构中,如果超声波回波 28 到达被检体的表面附近,则由其皮下组织散射,发生吸收的组织的光学特性变化。该变化量反映出该局部的光学特性,因此能够根据从检测光得到的吸光度的变化检测超声波。

[0129] 在此,与经由发送光纤 64 发送的光的大小(矢量的长度)相比,经由接收光纤 65 接收的光的大小(矢量的长度)被表示得较短。这是因为:向被检体 11 的内部发送的光在通过被检体 11 的内部之后到达接收光纤 65,光在被检体 11 的内部发生衰减。

[0130] 如果如此构成,则光探测器 13 能够仅以光纤构成,因此具有能够使超声波检查装置所具备的检查探测器非常小型化的效果。

[0131] 其中,作为检测被检体 11 内部的组织的超声波振动的结构,还可以考虑与图 7 所示的超声波检查装置的检查用探测器不同的结构例。例如,也可以考虑在超声波检查装置的检查用探测器中替代发送超声波的超声波探测器 12 的振子 121 而配置发送声波的光源 221 的结构。以下,对于该结构例进行说明。

[0132] 图 8 是表示本发明的实施方式 1 中的超声波检查装置的检查用探测器的其他结构的图。图 8 表示利用被称为光声成像的 PAT(Photo Acoustic Tomography) 技术的检查装置的概略结构。该光声成像是向生物体(被检体 11)照射激光等并对基于入射的光而得到的生物体内的信息进行图像化的光成像装置之一。

[0133] 在该装置中,将从光源 221 产生的脉冲光向生物体(被检体 11)照射,通过接收点 131 检测从吸收了生物体内传播・扩散的脉冲光的能量的生物体组织产生的声波。具体而言,利用肿瘤等被检部位与肿瘤以外的组织之间的光能量的吸收率之差,通过接收被检部位在吸收被照射的光能量而瞬间膨胀时产生的弹性波,从而检测从生物体组织产生的声波。而且,通过对该检测信号进行解析处理,能够得到生物体内的光学特性分布、尤其是光能量吸收密度分布。

[0134] 在上述结构的装置中,也能够利用光探测器以大开口来检测由生物体组织产生的声波,因此具有能够以高分辨率检测肿瘤等生物体组织的效果。

[0135] 接着,对于本发明的实施方式 1 中的光探测器 13 的另外的其他具体结构进行说明。

[0136] 图 9 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的具体结构的变形例的图。其中,对于与图 2 同样的要素赋予相同的符号,省略详细的说明。

[0137] 在图 9 中,光探测器 13c 构成为具备:半导体激光器 31,在局部具有注入电流和发射波长以线性变化的动作区间;电流调制器 30,对供给半导体激光器 31 的电流进行调制;准直透镜 32,使射出半导体激光器 31 的激光 44 准直;偏振光波束分光器 33,透射 P 偏振光成分,反射 S 偏振光成分;波束扩展器,包括透镜 35、36;偏振光反射板 57,例如由线栅偏振

光板构成,透射透射轴方向的偏振光,反射与其正交的偏振光成分;透镜阵列 37,使透射了偏振光反射板 57 的光聚光在被检体 11 上而形成多个接收点;反射体 43,配置在被检体 11 上;以及光检测器 42,具有与反射体 43 上的各接收点一一对应的多个受光区域。

[0138] 半导体激光器 31 构成为:利用电流调制器 30 在注入电流上重叠锯齿状的电流,从而射出光频率被调制的激光 44。

[0139] 偏振光反射板 57 构成为透射轴相对于偏振光波束分光器 33 中的 S 偏振光大致倾斜 45 度,构成为入射到偏振光反射板 57 的光的一部分被反射,一部分被透射。

[0140] 透镜阵列 37 构成为形成多个接收点,但该接收点既可以是在规定方向上排列为 1 列的结构,也可以是以二维的矩阵状配置的结构。

[0141] 另外,由反射体 43 上的接收点反射的检测光在再次入射到透镜阵列 37 时,如果入射到与来路不同的透镜,则不入射到光检测器 42 上的对应的受光区域。这种光成为迷光,因此构成为用光阑 40 遮光。

[0142] 以往的外差干涉光学系统的结构由于是在计测器的内部分离参照光的结构,因此存在由计测器与测定物之间的振动引起的噪声与测定物单体的位移信息相加而使 S/N 恶化的问题。与此相对,图 9 所示的具备外差干涉光学系统的光探测器 13c 的结构是检测反射体 43 与例如线栅偏振光板的偏振光反射板 57 之间的相对位移或振动的结构。因此,能够减少由周围环境的振动引起的噪声。

[0143] 以下,对于与图 2 或者图 9 所示的具备外差干涉光学系统的光探测器不同的具体结构进行说明。

[0144] 图 10A 以及图 10B 是表示本发明的实施方式 1 中的光探测器的其他具体结构的图。图 10A 以及图 10B 所示的光探测器 13d 具备薄型化的外差干涉光学系统。在此,图 10A 表示立体图,图 10B 表示主要部分的截面图。其中,对于与图 2 相同的要素赋予相同的符号,并省略详细的说明。

[0145] 在图 10A 中,光探测器 13d 作为本发明中的光学系统,具备半导体激光器 31、电流调制器 30、准直透镜 32、将激光 44 变换为线状的平行光的导光棒 71、以及面状检测部 72。

[0146] 导光棒 71 由形成了多个偏转槽的构造构成,该偏转槽具有相对于光射出的侧面大致倾斜 45 度的倾斜面,使入射到导光棒 71 的光通过全反射大致偏转 90 度。

[0147] 面状检测部 72 例如由图 10B 所示的构造构成。具体而言,面状检测部 72 具备:导光板 73,从侧面入射从导光棒 71 射出的激光 44,并从主面 73a 射出;偏振光反射板 57,与导光板 73 的主面 73a 邻接配置;透镜阵列 37;偏振光板 74,隔着导光板 73 配置在偏振光反射板 57 的相反侧;视野角控制板 75,使透射了偏振光板 74 的光之中的仅大致垂直入射的光透射;以及光检测器 42,具有与被检体 11 上的受光点对应的受光区域。

[0148] 其中,在与导光板 73 中的主面 73a 对置的面即对置面 73b 上,形成有包括相对于主面 73a 大致倾斜 45 度的倾斜面的多个偏转面 73c。导光板 73 构成为:通过全反射使相对于主面 73a 大致平行入射的光向与主面 73a 垂直的方向偏转,并从主面 73a 大致垂直射出。

[0149] 偏振光板 74 的透射轴构成为与偏振光反射板 57 的透射轴成大致 45 度。

[0150] 视野角控制板 75 基于防止来自对应的接收点以外的迷光混入光检测器 42 的各受光区域的目的配置。

[0151] 接下来,说明如上构成的光探测器 13d 的动作。

[0152] 首先,在光探测器 13d 中,光频率被调制的激光 44 通过准直透镜 32 准直,由导光棒 71 变换为线状的平行光,并入射到面状检测部 72。入射到面状检测部 72 的导光板 73 的激光 44 由偏转面 73c 偏转,从导光板 73 的主面 73a 大致垂直射出,由偏振光反射板 57 分离为参照光和检测光。

[0153] 接着,通过透镜阵列 37 在被检体 11 表面形成的多个接收点所反射的检测光、以及由偏振光反射板 57 反射的参照光,透射导光板 73 并入射到偏振光板 74。在此,参照光与检测光互为偏振光正交,但双方的偏振光都相对于偏振光板 74 的透射轴大致旋转 45 度。因此,各自相同的偏振光成分的光透射偏振光板 74,仅大致垂直透射的光透射视野角控制板 75 并在光检测器 42 上发生干涉,在光检测器 42 的各受光区域被检测。

[0154] 如上所述,通过对检测到的信号的 FM 调制进行解调,能够检测各接收点的振动。因此,能够实现小型、薄型且高分辨度的光探测器的结构。由此,具有能够实现分辨率高的超声波检查装置的效果。

[0155] (实施方式 2)

[0156] 在实施方式 1 中,说明了光探测器由外差光学系统构成的情况的例子,但在实施方式 2 中,对于光探测器由法布里·珀罗共振器构造构成的情况的例子进行说明。

[0157] 图 11A 以及图 11B 是表示本发明的实施方式 2 中的光探测器以及接收部的结构的图。图 11A 所示的结构表示在光探测器 213 内配置了光源 221 以及受光元件的结构,图 11B 表示在超声波检查装置(超声波诊断装置)的装置主体部内即接收部 214 中配置了光源 221 以及作为受光元件的光检测器 225 的结构。在此,图 11B 相当于图 11A 所示的结构的具体结构例。即,除了使用光纤来传送照明光以及检测光以外,图 11A 的结构以及动作与图 11B 相同,因此以下利用图 11B 进行说明。

[0158] 如图 11B 所示,光探测器 213 以及接收部 214 由光纤 220、以及排列数万根光纤而能够传送图像的传像束 230 连接。

[0159] 接收部 214 具备作为波长宽度窄(例如 50pm)且能够在 1000nm 附近的任意波长进行波长锁定动作的激光源的光源 221、以及对从光源 221 射出的激光 222 进行聚光的聚光透镜 223,通过光纤 220 发送激光 222。另外,接收部 214 具备对通过传像束 230 发送的图像进行扩大的扩大透镜 224、以及对扩大的图像进行受光的由 CCD、MOS 型传感器或多个 PD(光电二极管)构成的二维阵列的光检测器 225。

[0160] 光探测器 213 具备:准直透镜 231,将通过光纤 220 发送的激光 222 变换为平行光;半反镜 232,在来路和回路中对激光 222 进行分支;波束扩展器 233;超声波检测元件 240,配置在被检体 11 表面;以及成像透镜 234,使由超声波检测元件 240 反射的激光 222 入射到传像束 230。

[0161] 超声波检测元件 240 例如由如图 12A 所示的法布里·珀罗共振器构成,该法布里·珀罗共振器通过由多层膜镜构成共振器而成。在此,图 12A 是表示超声波检测元件 240 的概略结构的示意图,图 12B 是表示图 12A 所示的超声波检测元件 240 的分光特性的图。在此,横轴表示波长(nm),纵轴表示反射率(%)。

[0162] 超声波检测元件 240 相当于本发明的反射体,具有多个区域,与被检体 11 密接形成,具备:声匹配件 244,按多个检测区域中的每个检测区域使表示被检体 11 的表面的振动

的超声波收敛；以及第 1 反射元件，形成在声匹配件 244 的与被检体 11 不密接侧的面上，反射向被检体 11 上照射的光。具体而言，超声波检测元件 240 如图 12A 所示，由多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b、空气层 242、透明的基板 243 和声匹配件 244 层叠构成。在此，声匹配件 244 相当于本发明中的超声波收敛部，按多个检测区域中的每个检测区域，使表示被检体 11 的表面的振动的超声波收敛，并向第 1 反射元件传播。另外，多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b、空气层 242 和透明的基板 243 相当于本发明中的第 1 反射元件。第 1 反射元件对传播的该超声波进行放大，按照与放大的该超声波相应变化的反射率，反射向被检体 11 上照射的光。

[0163] 多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b 对应于本发明的第 1 多层膜及第 2 多层膜，通过将具有不同的折射率的膜交替层叠来形成。具体而言，多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b 通过将由低折射率材料（例如二氧化硅（ SiO_2 ））构成的低折射率层和由高折射率材料（例如二氧化钛（ TiO_2 ））构成的高折射率层交替层叠来形成。在此，在多层膜镜 241b 中设有缝隙 246，以便易于传递声匹配件 244 的形变。

[0164] 衬垫 245 形成（配置）在多层膜镜 241a 和多层膜镜 241b 之间，固定由缝隙 246 分割的多层膜镜 241b 的一端。衬垫 245 在多层膜镜 241a 和多层膜镜 241b 之间构成空间。即，衬垫 245 使多层膜镜 241a 与多层膜镜 241b 之间的空气层 242 的间隔一定。

[0165] 缝隙 246 形成成为将多层膜镜 241b 分割为多个区域（以下称为检测区域），衬垫 245 配置在该检测区域的端部。通过如此构成，检测区域成为以衬垫 245 为支点的单侧支持状态，在配置有衬垫 245 一侧与相反侧容易产生位移。在此，所谓单侧支持状态，指的是仅由一侧支持全部荷重而另一侧完全自由的状态。

[0166] 另外，构成多层膜镜 241a 以及多层膜镜 241b 的各层的厚度构成为：各自将物理膜厚与折射率相乘而得到的光学膜厚大致等于设定波长（例如 1000nm）的 $1/4$ 。另一方面，空气层 242 构成为在初期状态下大致等于设定波长的 $1/2$ ，并且构成为：如果声匹配件 244 形变，则间隔发生变化。

[0167] 通过如此构成，超声波检测元件 240 将通过声匹配件 244 收敛的超声波向被分割的多层膜镜 241b 的未固定的另一端附近传播，由此多层膜镜 241b 形变，对传播的该超声波进行放大。

[0168] 换言之，超声波检测元件 240 具备将具有不同的折射率的膜交替层叠形成且具有大致相等的反射特性的多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b、以及入射来自所述光源的照明光的基板，多层膜镜 241a 与多层膜镜 241b 对置配置以成为共振器构造。超声波检测元件 240 通过由声匹配件 244 收敛的所述超声波传播，从而使共振器构造的共振器长度变动，并使反射向被检体 11 上照射的光的反射光量变动。

[0169] 如此构成的超声波检测元件 240 的分光特性如图 12B 所示，对于特定的波长，反射率极低。图 12B 是多层膜镜 241a 以及多层膜镜 241b 分别通过将 4 层 SiO_2 和 5 层 TiO_2 层叠构成的情况下的反射率的计算结果。分光特性 247a 以及分光特性 247b 分别表示空气层 242 的间隔为 500.0nm 以及 500.5nm 的情况下的特性。例如，可知在将波线 248 所示的波长的光向超声波检测元件 240 照射的情况下，如果空气层 242 的间隔从 500nm 变换 0.5nm，则反射率从 10% 的状态变化到 30%。

[0170] 其中，超声波检测元件 240 通过增加多层膜镜 241a 以及多层膜镜 241b 的层数，能

够增大与空气层 242 的厚度变化量对应的反射率的变化。通过如此构成,能够进一步提高微小位移的检测感度。

[0171] 接着,对于如此构成的本实施方式的超声波检查装置 10 的动作进行说明。

[0172] 与实施方式 1 同样,首先,从超声波探测器 12 向规定区域聚焦的超声波被朝向被检体 11 发送。此时,控制部 19 控制发送部 18,以使发送部 18 在规定的定时产生驱动信号。发送部 18 将进行了延迟处理的驱动脉冲分别向超声波探测器 12 的多个振子供给,所述延迟处理用于使超声波探测器 12 所发送的超声波聚焦以及偏转。

[0173] 从超声波探测器 12 的振子发送的超声波由被检体 11 内部的声阻抗不同的组织的界面反射,成为超声波回波 28 并到达被检体 11 的表面,向光探测器 213 传递由超声波回波 28 引起的振动。光探测器 213 将超声波回波的振动变换为反射率的变动,反射从接收部 214 发送的光并将反射光(图像)发送到接收部 214,接收部 214 根据从光探测器 213 发送的反射光的反射光量分布的变动来检测回波信号。

[0174] 利用图 11A ~ 图 12B 来详细说明此时的回波信号检测动作。首先,在进行检查之前,对接收部 214 的光源 221 的射出波长进行调整。此时,一边改变射出波长,一边对来自超声波检测元件 240 的反射光量进行监测。然后,例如,选择射出波长以使超声波检测元件 240 的反射率成为 10% 左右,并固定波长。

[0175] 接着,为了检测回波信号,从光源 221 射出激光 222。此时,激光 222 的射出光量由控制部 19 控制,以使光量与开始从超声波探测器 12 发送超声波起的经过时间对应地增加。

[0176] 射出光量被调整而射出的激光 222 经由聚光透镜 223 及光纤 220 供给到光探测器 213,透射准直透镜 231 及波束扩展器 233 并对超声波检测元件 240 进行照明。

[0177] 此时,如图 12A 所示,如果来自被检体 11 的超声波回波 249 传递到声匹配件 244,则声匹配件 244 由于该振动而发生形变,同时多层膜镜 241b 形变,由此空气层 242 的间隔变动。在此,如果设空气层 242 的间隔变动 0.5nm 左右,则如图 12B 所示,反射率从 10% 变化到 30%,因此在接收超声波回波 249 的瞬间,在接收的位置上反射光量在局部成为 3 倍。

[0178] 其中,与超声波发送后的时间经过对应,超声波回波 249 的信号振幅变小,因此与此相伴,超声波检测元件 240 的反射率变化也变小。因此,在本实施方式中,进行控制,以使激光的光源 221 的射出光量与时间经过相应地增加。具体而言,控制部 19 对超声波探测器 12 发送超声波的定时进行控制,按照超声波探测器 12 发送超声波之后的经过时间,控制从上述光源射出的光的光量。由此,具有以下效果:在超声波回波 49 的振幅下降的情况下,也能够检测反射光量的变动。

[0179] 另外,也可以是,在随着作为激光源的光源 221 的发光量控制,超声波回波 249 的检测前的反射光量过高的情况下,随着时间经过,使激光 222 的波长向反射率下降的方向偏移。

[0180] 或者,也可以是,激光 222 的波长从检查最初开始,预先固定为使超声波检测元件 240 的反射率最低的波长。也就是说,光探测器 13 在对光源(半导体激光器 31 和电流调制器 30)所射出的光的波长进行调整以使超声波检测元件 240 的反射率成为最小之后,利用光来检测由被检体 11 内部的组织反射的超声波即可。根据该结构,例如,通过将反射率调整为零,即使超声波回波 49 的振幅的变动微小,也能够较大得获取变动、即提高反射率的变化率,因此具有提高接收感度的效果。

[0181] 然而,超声波检测元件 240 的分光特性有可能因为多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b 在制造时的膜厚误差或周围环境的变化而不均匀。但是,在本实施方式中,通过事先测定分光特性,并合适地设定作为激光源的光源 221 的波长,能够抑制由分光特性的不均匀引起的检测感度的变化。即,根据本实施方式,能够实现易于制造且感度高的超声波检测元件 240。

[0182] 在图 11B 中,如果超声波检测元件 240 接收到超声波回波 28(在图 12 中为超声波回波 249),则在超声波检测元件 240 上出现超声波回波的波纹(强度分布)。该波纹的图像经由波束扩展器 233、半反镜 232、成像透镜 234 和传像束 230 发送到接收部 214,由扩大透镜 224 扩大,并由光检测器 225 作为二维的强度分布受光。而且,由光检测器 225 检测到的检测信号根据必要来调整数据量,被变换为电信号并作为回波信号向信号处理部 15 发送。

[0183] 其中,传像束 230 能够发送数万像素的图像,但光检测器 225 的像素数也可以比其小。优选考虑后段的信号处理的负荷等而设定为适合的像素数。例如,光检测器 225 的像素数也可以设为数百至一千左右。通过如此构成,与由压电元件检测超声波回波 28 的情况相比,也能够实现大范围且多点的回波信号的检测。

[0184] 另外,光检测器 225 的像素的配置不限于矩阵。也可以是不规则地分散(稀疏化)的配置、或各像素的形状或尺寸不同的结构。

[0185] 另外,检测到的大范围且大量的回波信号与实施方式 1 同样被存储在存储部 15a 中。而且,波束形成处理由运算处理部 15b 进行,三维数据被存储在图像存储器 15c 中。此时,通过对大范围且大量的回波信号进行处理,提高了波束形成处理的分辨率,并且能够得到 S/N 高的三维数据。

[0186] 通过一边改变超声波的发送方向一边进行以上的动作,对被检体 11 内高速地进行三维扫描,对检查区域整体的信息进行运算并保存在图像存储器 15c 中。被保存的检查区域整体的信息即三维数据由图像处理部 16 实施三维图像的绘制处理,并在图像显示部 17 上显示图像。通过这样的动作,能够以高速且高分辨度得到大范围的超声波图像。

[0187] 接着,利用图 13A ~ 图 13D 来说明超声波检测元件 240 的制造方法。图 13A ~ 图 13D 是用于说明超声波检测元件 240 的制造方法的图,对各工序的状态示意地进行表示。其中,对于与图 12A 以及图 12B 相同的要素赋予相同的符号,并省略说明。

[0188] 首先,在基板 243 上,形成将高折射率材料和低折射率材料交替层叠而成的多层膜镜 241a 以及多层膜镜 241b(图 13A),在声匹配件 244 上,形成将高折射率材料和低折射率材料交替层叠而成的多层膜镜 241b(图 13B)。在此,多层膜镜 241b 被掩蔽层叠以形成缝隙 246。优选多层膜镜 241a 与多层膜镜 241b 具有相同特性,为了使各层的膜厚不均等的条件一致,优选例如由相同喷溅装置同时形成。

[0189] 接着,在形成在基板 243 上的多层膜镜 241a 的一部分上形成衬垫 245(图 13C)。其中,该衬垫 245 能够通过利用喷溅等掩蔽层叠而形成。在利用喷溅形成的情况下,如果使衬垫 245 的厚度薄型化到 30nm 左右,则检测感度多少下降,但能够大幅提高生产量。

[0190] 最后,如上所述,将形成有衬垫 245 及多层膜镜 241a 的基板 243 和形成有多层膜镜 241b 的声匹配件 244,以多层膜镜 241a 与 241b 相对的方式配置。接下来,以衬垫 245 与缝隙 246 的位置稍稍偏移的方式进行对位并固定(图 13D)。

[0191] 如果通过如上工序制造,则能够较为容易地制造大面积的部件。因此,通过在以大

面积制造之后最后进行切断的工艺来制造超声波检测元件 240, 具有能够得到高量产性的效果。

[0192] 其中, 以上的工序例是一个例子, 不限于此。即使使用其他制造方法, 本实施方式的效果显然也不发生变化。

[0193] 如上所述, 在本实施方式的超声波检查装置 10 中, 与实施方式 1 同样利用光来进行超声波回波的检测, 因此在接收探测器中不需要电布线, 能够使超声波回波的接收点多点化, 并且能够配置在较大的区域中。由此, 具有以下效果: S/N 提高, 并且能够提高基于波束形成的分辨率。

[0194] 另外, 按照时间经过来适当地设定用于检测超声波回波 28 的激光 222 的波长、光量, 由此还能够对大为衰减的超声波回波 28 进行检测。而且, 能够抑制由超声波检测元件 240 的膜厚误差或周围环境的变化引起的感度不均。另外, 超声波检测元件 240 成为共振器构造由单侧 10 层左右的多层膜镜构成的简单构造, 进而, 能够利用溅射形成大部分, 因此制造工序少, 能够实现高生产量。由此, 具有以下效果: 能够以低成本进行量产, 另外还利于接收探测器的小型化。

[0195] (实施方式 3)

[0196] 在实施方式 2 中, 说明了光探测器利用由超声波回波引起的声匹配件的形变来检测超声波回波的情况, 该光探测器由法布里·珀罗共振器构造构成, 具备具有声匹配件的超声波检测元件。在实施方式 3 中, 说明光探测器由法布里·珀罗共振器构造构成, 但超声波检测元件具备声学透镜或声镜作为声匹配件的情况的例子。

[0197] 图 14A 以及图 14B 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波检测元件的结构变形例的图。其中, 对于与图 12A 同样的要素赋予相同的符号, 并省略详细的说明。

[0198] 图 14A 是表示使用声学透镜 351 的情况的结构例的图, 图 14B 是表示使用声镜 361 的情况的结构例的图。在图 14A 以及图 14B 中, 与图 12A 不同之处仅为声学透镜 351 以及声镜 361, 通过声学透镜 351 以及声镜 361 提高超声波回波 249 的振幅之后进行检测。

[0199] 图 14A 所示的超声波检测元件 340 为: 多层膜镜 241b 由缝隙 246 分割为多个检测区域。而且, 构成为: 按每个该检测区域, 在声匹配件 344 的内部配置有声学透镜 351。

[0200] 如果超声波回波 349 入射到如此构成的超声波检测元件 340, 则超声波回波 349 通过声学透镜 351 按每个检测区域收敛并朝向多层膜镜 241b。此时, 在多层膜镜 241b 的底面, 由于超声波回波 349 的振幅增大, 因此空气层 242 的间隔的变动幅度增大, 能够提高超声波回波 349 的检测感度。

[0201] 另外, 图 14B 所示的超声波检测元件 340a 构成为替代声学透镜 351 而使用声镜 361。即使如此构成, 通过由声镜 361 反射超声波回波 349, 也能够使其向多层膜镜 241b 的底面收敛, 能够增大超声波回波 349 的振幅。因此, 与图 14A 所示的超声波检测元件 340 同样, 能够提高检测感度。

[0202] 其中, 在如图 14A 所示在超声波检测元件中使用声学透镜 351 的情况下, 在其界面稍稍发生超声波回波 349 的反射。另一方面, 在如图 14B 所示在超声波检测元件中使用声镜 361 的情况下, 没有这样的能量损失, 因此能够更有效地提高感度。

[0203] 另外, 图 14B 所示的超声波检测元件 340a 的构造还可以考虑其他变形。接着对其进行说明。

[0204] 图 15A 以及图 15B 是表示本发明的实施方式 3 中的超声波检测元件的结构的其他变形例的图。其中,对于与图 12A 同样的要素赋予相同的符号,并省略详细的说明。

[0205] 图 15A 是表示使用楔形的空气层的情况的结构例的图,图 15B 是表示将声匹配件表面设为楔形的情况的结构例的图。

[0206] 超声波检测元件 340b 具备:突起状的锥形部件,截面积朝向表示被检体 11 的表面的振动的超声波的传播方向变小;以及镜部件,配置在锥形部件的周围,声阻抗与锥形部件不同;在锥形部件的内部传播的超声波由锥形部件与镜部件的边界面反射并且向所述第 1 反射元件传播。具体而言,图 15A 所示的超声波检测元件 340b 是通过将薄膜 362 与具有无数突起的声匹配件 364 经由突起贴合而成的构造。

[0207] 声匹配件 364 的突起相当于本发明的锥形部件,构成为截面积朝向膜 362 逐渐变小。空气层 363 相当于本发明的镜部件,形成为楔形。

[0208] 另外,多层膜镜 241b 形成在膜 362 上,以与声匹配件 364 的突起对应的方式被分割为检测区域。

[0209] 如果超声波回波 349b 入射到如此构成的超声波检测元件 340b 的声匹配件 364,则超声波回波 349b 由声匹配件 364 与空气层 363 之间的边界反射。因此,超声波回波 349b 按每个检测区域收敛,在多层膜镜 241b 的底面中超声波回波 349b 的振幅增大。由此,空气层 242 的间隔的变动幅度增大,能够提高超声波回波 349b 的检测感度。进而,在该结构中,通过由空气层 363 形成反射面,声匹配件 364 更易于变形,具有能够实现高检测感度的效果。

[0210] 其中,也可以构成为:如图 15B 所示的超声波检测元件 340c 那样,通过在膜 362 的表面配置的声镜 365 使被检体 11 变形,而被检体 11 形成突起部 11a。此时,被检体 11 与声镜 365 之间的间隙优选通过能够变形来填埋间隙的液体或凝胶状的声匹配件填埋。

[0211] 通过如此构成,也能够使超声波回波 349c 收敛而增大振幅,因此能够提高检测感度。进而,在该结构中,使放大的超声波回波 349c 直接传播到膜 362,因此具有能够抑制损失的效果。

[0212] 其中,在本实施方式中,举出对一个检测区域配置一个衬垫的结构为例进行了说明,但不必须在全部分检测区域中各配置一个衬垫。例如,也可以在多层膜镜 241a 及多层膜镜 241b 之间形成衬垫,对通过缝隙 246 分割的多层膜镜 241b 的多层膜之中的至少相隔一个的多层膜镜 241b 的一端进行固定。而且,在未配置衬垫的检测区域和配置衬垫的检测区域中,优选在未配置衬垫的检测区域中,使超声波收敛并传播到各反射区域的中央或重心位置,由此所述第 2 多层膜镜形变,对传播的该超声波进行放大。通过如此构成,抑制了超声波回波在多层膜镜 241b 的底面传播时反射区域的倾斜,也增大了共振器长度的变动幅度,因此提高了检测感度。

[0213] 另外,在本实施方式的超声波检测元件 240、340、340a、340b、340c 中,将共振器媒质设为空气层 242,但也可以利用空气以外的气体以及液体构成,能够得到同样的效果。

[0214] 另外,多层膜镜 241a 以及多层膜镜 241b 也可以使用金属镜、或者构成为折射率在反射面内周期性变化的光子晶体镜或使用入射光的波长以下的微细栅格的亚波长栅格,能够得到同样的效果。

[0215] (变形例 1)

[0216] 在本实施方式中,此前说明了光探测器由法布里·珀罗共振器构造构成的情况。以

下,作为变形例,说明光探测器由外差干涉系统构成的情况。

[0217] 图 16A 以及图 16B 是表示本发明的实施方式 3 的变形例 1 中的光探测器以及接收部的结构的图。图 16A 所示的结构表示光探测器 313 以及接收部 314 的概略结构图,图 16B 所示的结构表示超声波检测元件 331 的概略结构图。在本变形例中,与实施方式 3 中的超声波检查装置的结构不同之处仅为光探测器 313 以及接收部 314,其他部分相同因此省略说明。另外,与图 11A 以及图 11B 相同的结构要素赋予相同的符号,并省略说明。

[0218] 本变形例所涉及的超声波检查装置 10 的光探测器 313 以及接收部 314 构成为:利用光外差法,来检测被检体 11 的表面由于超声波而变动的情况。

[0219] 在图 16A 中,光探测器 313 与接收部 314 与图 12 所示的结构同样,由光纤 220 及传像束 230 连接。在本变形例中,接收部 214 的光源构成为包括半导体激光器 371 和电流调制器 372,通过电流调制器 372 在半导体激光器 371 的注入电流上重叠锯齿状的电流,射出以锯齿状对射出光的光频率进行了频率调制的激光 373。另外,在光纤 220 的射出端,配置有折射率分布型的 GRIN 透镜,构成为使从光纤 220 射出的光准直。

[0220] 光探测器 313 具备将通过光纤 220 发送的激光 373 变换为线状的平行光的导光棒 374、以及超声波检测元件 331。光探测器 313 构成为:将在超声波检测元件 331 的上表面 380a 出现的超声波回波的波纹的图像通过传像束 230 传送。

[0221] 超声波检测元件 331 例如由如图 16B 所示的具有光外差干涉系统的构造构成。具体而言,超声波检测元件 331 具备:导光板 381,使从导光棒 374 射出的激光 373 从侧面入射,并从一个主面 381a 射出;线栅偏振光板 382,与导光板 381 的主面 381a 邻接配置;反射板 383,使透射了线栅偏振光板 382 透射的光反射;偏振光板 384,隔着导光板 381 配置在线栅偏振光板 382 的相反侧;以及屏幕 385,对透射了偏振光板 384 的光进行投影。

[0222] 导光棒 374 是形成了多个偏转槽的构造,通过全反射将入射到导光棒 374 的光偏转大致 90 度,该偏转槽具有相对于光射出的侧面大致倾斜 45 度的倾斜面。

[0223] 在导光板 381 的对置面 381b,形成有包括相对于主面 381a 倾斜大致 45 度的倾斜面的多个偏转面 381c。导光板 381 通过全反射将相对于主面 381a 大致平行入射的光向主面 381a 偏转,从主面 381a 大致垂直射出。

[0224] 反射板 383 配置在具有无数突起的声匹配件 364 的突起部的上表面,构成为各突起部成为检测区域。

[0225] 线栅偏振光板 382 与偏振光板 384 的透射轴构成为偏移大致 45 度。另外,构成为:由线栅偏振光板 382 反射的激光 373a 的一部分、以及透射了线栅偏振光板 382 之后由反射板 383 反射的激光 373b 的一部分透射偏振光板 384。

[0226] 接着,利用图 16A 以及图 16B 对于如此构成的本变形例的超声波检测动作进行说明。

[0227] 首先,从半导体激光器 371,射出由电流调制器 372 对光频率进行了调制的激光 373。该激光 373 经由聚光透镜 223 及光纤 220 供给至光探测器 313。供给的激光 373 通过未图示的 GRIN 透镜准直而从光纤 220 射出,由导光棒 374 变换为线状的平行光,向超声波检测元件 380 入射。而且,向超声波检测元件 331 的导光板 381 入射的激光 373 由偏转面 381c 偏转,从导光板 381 的主面 381a 大致垂直射出,由线栅偏振光板 382 透射一部分,并反射一部分。

[0228] 由线栅偏振光板 382 反射的激光 373a 透射导光板 381 并入射到偏振光板 384,透射了线栅偏振光板 382 的激光 373b 由反射板 383 反射,并再次经由线栅偏振光板 382、导光板 381 入射到偏振光板 384。

[0229] 此时,如果来自被检体 11 的超声波回波 349d 传递到声匹配件 364,则按每个检测区域,超声波回波 349d 通过声匹配件 364 的突起部收敛,振幅被放大而使反射板 383 振动。由此,由反射板 383 反射的激光 373b 由于多普勒频移而光频率稍稍偏移。

[0230] 到达了偏振光板 384 的激光 373a 与激光 373b 虽然偏振光正交,但偏振光板 384 的透射轴构成为相对于这些偏振光成大致 45 度。因此,两个激光都有一部分透射偏振光板 384 而被合波。被合波的激光 373a 以及激光 373b 成为相同的偏振光,因此在屏幕 385 上作为干涉光重合。该干涉光的强度分布经由传像束 230 发送到接收部 314,由扩大透镜 224 扩大,并由光检测器 225 作为二维的强度分布接收。

[0231] 在此,在屏幕 385 上被观测的某个区域的干涉光的强度成为与激光 373a 和激光 373b 的光路长度差相应的差频信号,如果反射板 383 振动,则表现为差频信号的频率偏移。因此,根据由光检测器 225 检测到的信号对进行了 FM 调制的差频信号进行解调,从而能够进行二维面内的回波信号的检测。

[0232] 其中,在激光位移计等中使用的光外差法的结构是在计测器的内部分离参照光的结构,因此存在以下问题:计测器与测定物之间的振动所引起的噪声与测定物单体的位移信息相加,而使 S/N 恶化。与此相对,本变形例的结构构成为检测线栅偏振光板 382 与反射板 383 的相对位移或者振动,因此具有能够减小由周围环境的振动引起的噪声的效果。

[0233] 如上所述,作为检测超声波的结构,由于能够利用光来进行超声波回波的检测,因此在接收探测器中也不需要电布线,能够使超声波回波的接收点多点化,并且配置在大区域中。由此,能够提高 S/N,并且提高基于波束形成的分辨率。另外,超声波检测元件 331 相对于光源的波长宽度或制造不均等的精度宽松,生产性优良。

[0234] 其中,本变形例的超声波检测元件 240、340、340a、340b、340c、331 在检测中没有使用机械性共振,无论超声波的频率如何,都能够进行检测。因此,能够与对应于用途的多个频率的超声波探测器(发送探测器)组合使用。因此,针对使用多个频率的不同的发送探测器的用户,能够削减探测器的成本。

[0235] (变形例 2)

[0236] 在图 16B 所示的超声波检测元件 331 中,通过具备声匹配件 364 和反射板 383,来制作包括超声波回波 349d 的振动的信息的差频信号,但不限于此。由于只要能够制作包括超声波回波的振动的信息的差频信号即可,因此也可以考虑不具备声匹配件 364 和反射板 383 的其他结构。将其一例作为变形例 2 在以下进行说明。

[0237] 图 17 是表示本发明的实施方式 3 的变形例 2 中的超声波检测元件的概略结构的图。其中,对于与图 16B 同样的要素赋予相同的符号,并省略详细的说明。图 17 所示的超声波检测元件 331a 与上述变形例 1 中的超声波检测元件 331 的结构相比,仅在不具备声匹配件 364 和反射板 383 而具备棒体 386 的方面结构不同。其他部分相同,因此省略说明。

[0238] 在图 17 所示的超声波检测元件 331a 中,由于能够制作包括超声波回波 349e 的振动的信息的差频信号即可,因此构成为通过棒体 386 使被检体 11 变形,而被检体 11 形成突起部 11b。此时,被检体 11 与棒体 386 之间的间隙成为空气层 387。其中,该空气层 387 是

通过棒体 386 使被检体 11 变形时的间隙（空气层），因此也可以由液体或凝胶状的声匹配件填埋。

[0239] 通过如此构成，也能够通过由棒体 386 变形而成的被检体 11 的突起部 11b 使超声波回波 349e 收敛来增大振幅，因此具有能够提高检测感度的效果。

[0240] （实施方式 4）

[0241] 在实施方式 1～3 中，说明了超声波探测器 12 由将多个振子二维排列而成的振子阵列构成，各振子通过在由 PZT（钛酸锆酸铅）为代表的压电陶瓷等构成的压电元件上形成电极来构成，但不限于此，也可以是其他结构。在实施方式 4 中，说明与实施方式 1～3 中的超声波探测器 12 不同的结构。

[0242] 作为超声波探测器 12，由将多个振子二维排列而成的振子阵列构成，因此需要对多个振子进行高集成化，由于难以实现构成振子的压电元件的微细加工和向多个压电元件的布线等理由，难以实现大型化。另外，即使实现了大型化，振子的数量也非常庞大，因此系统的成本和耗电有可能成为问题。由于这样的理由，超声波探测器 12 存在难以大型化且难以进行大范围的检查的问题。

[0243] 与此相对，提出了适度对振子进行间隔剔除而仅使用有效振子的以所谓稀疏方式构成超声波探测器 12 的方法。但是，在该稀疏方式中，由于稀疏化而限制了振子的数量，并且虽然能够对大范围的区域进行扇形扫描，但即使增大扫描角，也无法在较浅的区域中检查探测器周边以外的区域。也就是说，以稀疏方式构成超声波探测器 12 虽然适于例如心脏检查等从肋骨的间隙发送超声波，但不适于乳房或腹部的检查等从较浅的区域到较深的区域以大宽度进行检查的用途。

[0244] 因此，在本实施方式中，说明如下超声波探测器以及具备该超声波探测器的超声波检查装置，该超声波探测器以及具备该超声波探测器的超声波检查装置削减了高集成化所需的超声波发送用的振子的数量而易于制造，并且能够高速地进行三维扫描，而且，能够从较浅的区域到较深的区域以大宽度、大范围进行检查。

[0245] 本实施方式中的超声波检查装置与图 1 所示的超声波检查装置 10 相同，因此省略说明。其中，为了说明超声波探测器的特征性结构，将图 1A 所示的超声波探测器 12 作为超声波探测器 12a 进行说明。另外，为了简化说明，以下将光探测器 13 作为以往类型的接收探测器 913 进行说明。

[0246] 超声波探测器 12a 具有能够以二维或三维发送超声波的振子群。振子群 122 由二维排列的多个振子（振子群）构成，各振子通过在由 PZT（钛酸锆酸铅）为代表的压电陶瓷等构成的压电元件上形成电极来构成。该振子群 122 构成为：通过对各振子的电极施加从发送部 18 发送的施加了延迟处理的脉冲状的电压，从而产生超声波脉冲，并且能够使该超声波聚焦以及偏转。根据该结构，振子群 122 能够向三维方向发送超声波 26。另外，超声波探测器 12a 构成为：通过设置多个振子群 122，能够向大范围发送超声波 26。

[0247] 接收探测器 913 由具有多个检测元件的检测元件群 132 构成，各检测元件例如包括在压电元件上形成电极而成的构造，构成为与振子群 122 具有相同的共振频率。根据该结构，如果频率与从振子群 122 发送的超声波 26 相同的超声波回波 28 传播到检测元件群 132，则检测元件的各压电元件共振，分别由于压电效果而产生电压。各检测元件构成为：通过检查该电压的变化，能够检测超声波回波 28。其中，接收探测器 913 也可以与上述相同，

在与被检体 11 之间,配置有传递由超声波 26 引起的被检体 11 的表面的位移(振动)的反射体 43(不图示)。

[0248] 图 18A 以及图 18B 是表示本发明的实施方式 4 中的振子群以及检测元件群的配置的概略结构图。图 18A 表示俯视图,图 18B 表示从图 18A 的 A 方向观察的截面图。如图 18A 所示,振子群 122 在被检体 11 之上配置多个,在其周围配置有检测元件群 132。另外,如图 18B 所示,振子群 122 及检测元件群 132 与被检体 11 之间,配置有与振子群 122 对应的声学透镜 421。

[0249] 声学透镜 421 相当于本发明中的超声波偏转元件,使超声波探测器 12a 所发送的超声波偏转为大致垂直入射到被检体 11。具体而言,声学透镜 421 构成为:从超声波探测器 12a 的振子群 122 发送的超声波 424 大致垂直入射到被检体 11。

[0250] 其中,在配置有反射体 43 的情况下,也可以是,声学透镜 421 在反射体 43 与被检体 11 之间与反射体 43 一体构成,反射体 43 隔着声学透镜 421 与被检体 11 密接配置。

[0251] 接着,具体说明如此构成的本实施方式的超声波检查装置的动作。

[0252] 首先,控制部 19 控制发送部 18,以使发送部 18 在规定的定时产生驱动信号,发送部 18 进行用于使超声波聚焦以及偏转的延迟处理,将进行了延迟处理的驱动脉冲分别供给到超声波探测器 12a 的多个振子群 122。超声波探测器 12a 按照从发送部 18 发送的驱动脉冲,从各振子群 122 向规定的方向发送超声波 424。

[0253] 接着,从振子群 122 发送的超声波 424 通过图 18B 所示的声学透镜 421 偏转,大致垂直入射到被检体 11。入射的超声波 424 由被检体 11 内部的声阻抗不同的组织的界面反射,成为超声波回波 425 而在被检体 11 的表面传播,由声学透镜 421 再次偏转而到达收发面 426。到达了收发面 426 的超声波回波 425 使检测元件群 132 的各检测元件的压电元件机械性共振,根据由压电效果产生的电压的变动来检测回波信号。

[0254] 一边改变从振子群 122 发送的超声波 424 的发送方向,一边进行该回波信号检测动作。在此,图 18B 的点线表示超声波 424 的扫描范围,如该点线所示,在从振子群 122 发送超声波 424 的时刻,该扫描成为扇形扫描。但是,进行了该扇形扫描的超声波 424 通过由声学透镜 421 偏转而大致垂直入射到被检体内,因此,在被检体内,以线性扫描的方式被扫描。

[0255] 如果如此进行扫描,则具有以下效果:与通常的扇形扫描相比,能够扩大被检体 11 的较浅部分的扫描范围。另外,在本结构中,能够使用多个振子群 122 来扩大检查区域,因此能够消除检查区域的间隙,并且也缩小重叠的部分,因此具有能够高效地进行检查的效果。

[0256] 其中,以往,为了在这样的二维的大区域中进行线性扫描,需要在与扫描的区域相同大小的区域中以高密度排列振子,由于难以实现压电元件的微细加工和布线等理由,难以实现。在本实施方式的结构中,仅振子群 122 以高密度配置振子,而同样使用压电元件的检测元件群 132 不必须以高密度排列检测元件(压电元件)。因此,能够降低制造上的困难度,能够容易地制造。

[0257] 另外,检测元件群 132 不仅能够以低密度排列检测元件,而且也可以设为不规则地分散检测元件而成的稀疏阵列。如果如此构成,则能够削减用于处理检测数据的运算量和存储器,能够削减成本及耗电。

[0258] 再次返回关于超声波检查装置的动作的说明。由接收探测器 913 检测到的回波信号由接收部 14 进行放大以及数字变换,并向信号处理部 15 发送。在信号处理部 15 中,该回波信号首先被存储在存储部 15a 中之后,由运算处理部 15b 基于存储部 15a 所存放的信号数据进行定相加即波束形成处理,得到的三维数据被存储在图像存储器 15c 中。

[0259] 一边对被检体 11 内进行扫描,一边进行以上的动作,对检查区域整体的信息进行运算并保存在图像存储器 15c 中。保存在图像存储器 15c 中的三维数据由图像处理部 16 实施三维图像的绘制处理,由图像显示部 17 显示图像。通过这样的动作,能够得到大范围的超声波图像。

[0260] 以上,根据本实施方式的超声波检查装置,通过使用多个振子群 122,能够实现较大的检查区域。另外,能够没有间隙且减少重叠地配置各振子群 122 的扫描范围,因此能够高效地进行检查,能够在短时间内进行大范围的检查。另外,与实现同程度的检查区域的线性扫描结构相比,能够大幅减少高密度排列的振子的数量,因此减轻了压电元件的微细加工和布线的问题,能够容易地制造。进而,能够与超声波探测器 12 的振子群 122 分体形成检测元件群 132,因此能够使接收探测器 913 大开口化。由此,能够提高基于波束形成的分辨率。

[0261] 其中,本实施方式的超声波检查装置说明了通过具备声学透镜 421 来减少各振子群 122(超声波探测器 12a)的扫描范围的间隙以及重叠,但不限于此。也可以是超声波检查装置具备声音耦合器(楔),具有同样的效果。

[0262] 图 19A 以及图 19B 是表示本发明的实施方式 4 中的振子群以及检测元件群的其他配置的概略结构图。图 19A 表示俯视图,图 19B 表示从图 19A 的 B 方向观察的截面图。在图 19A 以及图 19B 中,与图 18A 以及图 18B 的结构不同之处仅为替代声学透镜 421 而具备声音耦合器 421a。其中,对于与图 18A 以及图 18B 同样的结构要素赋予相同的符号,并省略说明。

[0263] 如图 19A 以及图 19B 所示,在振子群 122a 及检测元件群 132a 与被检体 11 之间,配置有声音耦合器 421a。

[0264] 声音耦合器 421a 相当于本发明中的超声波偏转元件,使超声波探测器 12a 所发送的超声波偏转为大致垂直入射到被检体 11。另外,声学透镜 421 具有相对于被检体 11 的表面倾斜的面,在该倾斜的面上配置有超声波探测器 12a 的振子群 122a。

[0265] 具体而言,声音耦合器 421a 具有相对于被检体 11 的表面的倾斜面 432a、432b、以及水平面 433。而且,在倾斜面 432a、432b 上配置有振子群 122a,在水平面 433 上配置有检测元件群 132a。根据该结构,超声波 424 相对于被检体 11 倾斜入射。而且,设定声音耦合器 321a 的声阻抗,以使倾斜入射的超声波 424 在入射到被检体 11 时发生折射,并向大致垂直方向偏转。

[0266] 另外,倾斜面 432a 与倾斜面 432b 的倾斜方向相反,如图 19A 的点线所示,构成为超声波 424 的发送方向相互相对,并且构成为扫描范围无间隙地重叠。

[0267] 如此构成的声音耦合器 421a 以及振子群 122a 在从振子群 122a 发送超声波 424 的时刻为扇形扫描。但是,通过声音耦合器 421a 与被检体 11 之间的折射以及振子群 122a 的配置,能够无间隙且减少重叠地配置各振子群的扫描范围,因此能够高效地进行检查,能够在短时间内进行大范围的检查。另外,仅振子群 122a 以高密度形成振子,因此也容易制

造。

[0268] 另外,如图 18B 所示,在超声波检查装置具备声学透镜 421 的结构中,在声学透镜 421 的界面稍稍发生超声波回波 25 的反射。另一方面,在超声波检查装置具备声音耦合器 421a 的结构中,没有能量损失,因此具有能够提高超声波回波 425 的检测感度的额外效果。

[0269] 其中,在本实施方式中,构成为以压电元件进行超声波的发送以及接收,但不限于此。例如,也可以使用利用微电机加工的电容型超声波换能器(以下称为 CMUT)。在使用压电元件的情况下,有可能发生由振子群与检测元件群的共振频率的偏差引起的感度下降,但 CMUT 的特性的不均较小,不容易发生由共振频率的偏差引起的感度下降。

[0270] (变形例 1)

[0271] 以上构成为由压电元件进行超声波的接收,但不限于此。也可以如实施方式 1~3 所述,构成为利用光来检测超声波。在以下的变形例 1 中,说明替代接收部 14 和接收探测器 913 而具备用于利用光来检测超声波的接收部 314 和光探测器 413 的结构。

[0272] 图 20A 以及图 20B 是表示本发明的实施方式 4 的变形例 1 中的超声波检查装置的结构图。其中,对于与图 16A 同样的结构要素赋予相同的符号,并省略说明。图 20A 表示光探测器 413 以及接收部 314 的概略结构图,图 20B 表示检测元件群 132a 的概略结构图。本变形例的结构与实施方式 4 的结构不同之处仅为光探测器 413 以及接收部 314,其他部分相同因此省略说明。

[0273] 本变形例中的超声波检查装置的光探测器 413 以及接收部 314 构成为:利用光外差法,检测从被检体 11 向图 19A 以及图 19B 所示的声音耦合器 421a 传播的超声波所引起的振动。接收部 314 构成为:向光探测器 413 供给用于检测超声波回波的合适的光,并且将来自光探测器 413 的光输出变换为电信号并输出。

[0274] 在图 20A 中,光探测器 413 与接收部 214 通过光纤 220 以及传像束 230 连接,该传像束 230 由数万根光纤排列,能够传送图像。接收部 414 的光源构成为包括半导体激光器 371 和电流调制器 372,通过电流调制器 372 在半导体激光器 371 的注入电流上重叠锯齿状的电流,射出将射出光的光频率以锯齿状调制的激光 373。另外,构成为:具有对从半导体激光器 371 射出的激光 373 进行聚光的聚光透镜 223,通过光纤 220 发送激光 373。另外,具备:扩大透镜 224,对由传像束 230 传送的图像进行扩大;以及二维阵列的光检测器 225,由接收被扩大的图像的 CCD、MOS 型传感器、或多个 PD(光电二极管)构成。

[0275] 光纤 220 的射出端构成为:配置有折射率分布型的 GRIN 透镜,使从光纤 220 射出的光准直。光探测器 413 具备将由光纤 220 发送的激光 373 变换为线状的平行光的导光棒 451、以及检测元件群 132a,通过传像束 230 传送在检测元件群 132a 的上表面 423a 出现的超声波回波的波纹的图像。

[0276] 检测元件群 132a 例如由图 20B 所示的构造构成。具体而言,检测元件群 132a 具备:导光板 461,使从导光棒 451 射出的激光 443 从侧面入射,并从一个主面 461a 射出;线栅偏振光板 462,与导光板 461 的主面 461a 邻接配置;被分割的多个反射板 463,使透射了线栅偏振光板 462 的光反射;偏振光板 464,隔着导光板 461 配置在线栅偏振光板 462 的相反侧;以及屏幕 465,对透射了偏振光板 464 的光进行投影。

[0277] 导光棒 451 是形成了多个偏转槽的构造,通过全反射使入射到导光棒 451 的光偏转大致 90 度,该偏转槽具有相对于光射出的侧面倾斜大致 45 度的倾斜面。

[0278] 在导光板 461 的对置面 461b, 形成有包括相对于主面 461a 倾斜大致 45 度的倾斜面的多个偏转面 461c, 构成通过全反射使相对于主面 461a 大致平行入射的光向主面 461a 偏转, 并从主面 461a 大致垂直射出。

[0279] 另外, 线栅偏振光板 462 和偏振光板 464 的透射轴构成大致偏移 45 度。另外, 构成: 由线栅偏振光板 462 反射的激光 443a 的一部分、以及透射了线栅偏振光板 462 之后由反射板 463 反射的激光 443b 的一部分透射偏振光板 464。

[0280] 接着, 利用图 20A 以及图 20B 说明如此构成的本变形例的超声波检测动作。

[0281] 首先, 从半导体激光器 371 射出由电流调制器 372 对光频率进行了调制的激光 373。该激光 373 经由聚光透镜 223 及光纤 220 供给到光探测器 413。被供给的激光 373 通过未图示的 GRIN 透镜准直并从光纤 220 射出, 由导光棒 451 变换为线状的平行光, 并入射到检测元件群 132a。而且, 入射到检测元件群 132a 的导光板 461 的激光 373 由偏转面 461c 偏转, 从导光板 461 的主面 461a 大致垂直射出, 由线栅偏振光板 462 透射一部分, 并反射一部分。

[0282] 由线栅偏振光板 462 反射的激光 373e 透射导光板 461 并入射到偏振光板 464, 透射了线栅偏振光板 462 的激光 373f 由反射板 463 反射, 并再次经由线栅偏振光板 462、导光板 461 入射到偏振光板 464。

[0283] 此时, 如果超声波回波 425 传递到声音耦合器 421a 的上表面, 则反射板 463 振动, 由反射板 463 反射的激光 373f 由于多普勒频移而光频率稍稍偏移。

[0284] 到达了偏振光板 464 的激光 373e 和激光 373f 虽然偏振光正交, 但偏振光板 464 的透射轴构成相对于这些偏振光为大致 45 度。因此, 两个激光都有一部分透射偏振光板 464 而被合波。被合波的激光 373e、激光 373f 成为相同的偏振光, 因此在屏幕 465 上作为干涉光重合。该干涉光的强度分布经由光纤 220 发送到接收部 414, 由扩大透镜 224 扩大, 并由光检测器 225 作为二维的强度分布受光。

[0285] 在此, 在屏幕 465 上观测的某个区域的干涉光的强度成为与激光 373e 和激光 373f 的光路长度差相应的差频信号, 如果反射板 463 振动, 则表现为差频信号的频率偏移。因此, 根据由光检测器 225 检测到的信号, 对进行了 FM 调制的差频信号进行解调, 从而能够进行二维面内的回波信号的检测。

[0286] 如上所述, 本变形例的超声波检查装置构成能够光学性地检测超声波回波 425。如果如此构成, 则在光探测器 413 中不需要压电元件的微细加工和电布线, 能够使超声波回波 425 的接收点多点化, 并且能够配置在大区域中。由此, 能够提高 S/N, 并且提高基于波束形成的分辨率。

[0287] 其中, 本变形例中的应用了光外差法的超声波检测的结构也可以使用声学透镜来构成。以下在变形例 2 中对其进行说明。

[0288] (变形例 2)

[0289] 图 21A 以及图 21B 是表示本发明的实施方式 4 的变形例 2 中的超声波检查装置的结构图。其中, 对于与图 20A 以及图 20B 相同的结构要素赋予相同的符号, 并省略说明。图 21A 表示接收部 314 以及包括振子群 122 的光探测器 413a 的概略结构图, 图 21B 表示包括振子群 122 的光探测器 413a 的概略结构图。在图 21A 以及图 21B 中, 与图 20A 以及图 20B 不同之处仅为包括振子群 122 的光探测器 413a 和声学透镜 482, 其他部分相同因此省

略说明。另外,对于与图 20A 以及图 20B 相同的构成要素赋予相同的符号,并省略说明。

[0290] 如图 21A 所示,光探测器 413a 具有检测元件群 132b、声学透镜 482 和振子群 122,构成为使从导光棒 451 射出的激光 373 入射,并由传像束 230 传送在检测元件群 132b 的上表面出现的超声波回波的波纹的图像。

[0291] 检测元件群 132b 例如如图 21B 所示,具备与图 20B 所示的构造相同的导光板 461、线栅偏振光板 462、偏振光板 464 和屏幕 465。

[0292] 声学透镜 482 相当于本发明的超声波偏转元件,由光学折射率相等且声阻抗不同的 2 种以上透明部件的组合构成。具体而言,声学透镜 482 由光学折射率相等且声阻抗不同的 2 种透明部件 482a 和透明部件 482b 构成,超声波 424 发生折射,而激光 373h 不发生折射。

[0293] 另外,在声学透镜 482 与被检体 11 之间,配置有反射层 483,构成为与从被检体 11 传播的超声波回波 425 相应地振动,并且反射激光 373h。另外,在声学透镜 482 的上表面,配置有振子群 122。

[0294] 如此构成的检测元件群 132b 与图 18A 以及图 18B 所示的构造相同,通过声学透镜 482,能够进行线性扫描那样的扫描,能够向被检体 11 大致垂直发送超声波 424。根据该结构,如果组合多个收发元件,则能够高效地且在短时间内进行大范围检查。

[0295] 另外,与图 20A 以及图 20B 所示的构造相同,从被检体 11 传播的超声波回波 425 所引起的振动传递到反射层 483,将该信息传达给由反射层 483 反射的激光 373h,由此能够检测超声波回波 425。根据该结构,不需要压电元件的微细加工和电布线,能够使超声波回波 425 的接收点多点化,并且能够配置在大区域中。由此,能够提高 S/N,并且提高基于波束形成的分辨率。

[0296] 在该结构中,进而,在声学透镜 482 与被检体 11 之间配置有反射层 483,从被检体 11 的内部传播而来的超声波回波 425 能够在由声学透镜 482 衰减或反射之前将信号(振动)传达给激光 373h。由此,能够提高回波信号的检测感度。

[0297] 以上,根据本发明,能够实现可在构造上提高分辨率的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置。

[0298] 具体而言,根据本发明的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置,具有能够得到高分辨率并且能够缩短摄像时间的效果。更详细而言,根据本结构,以大开口检测来自被检体的反射波(超声波),因此能够得到比发送的超声波的宽度高的分辨率。另外,由于能够扩大发送的超声波的宽度,并且扩大扫描间距,因此能够减少进行扫描时的超声波的收发次数,能够实现摄像时间的缩短。另外,通过构成为利用光来检测超声波回波,能够构成为将多个接收点以二维排列。

[0299] 以上,基于实施方式,对于本发明的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置进行了说明,但本发明不限于这些实施方式。只要不脱离本发明的主旨,对本实施方式实施了本领域技术人员所想到的各种变形而得到的方式,以及对不同实施方式中的结构要素进行组合而构筑的方式,都包含在本发明的范围内。也就是说,本发明的实施方式 1~实施方式 4 所示的结构为一个例子,在不脱离本发明的主旨的范围内,能够进行各种变更。另外,全部的结构以何种方式组合皆可,显然都能够发挥本发明固有的效果。

[0300] 产业可利用性

[0301] 本发明能够适用于超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置,尤其能够适用于高速进行三维扫描并且希望扩大检查区域的超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置。

[0302] 附图标记说明

[0303] 10 超声波检查装置

[0304] 11 被检体

[0305] 11a、11b 突起部

[0306] 12、12a 超声波探测器

[0307] 13、13a、13b、13c、13d、213、313、413、413a 光探测器

[0308] 14、214、314、414 接收部

[0309] 15 信号处理部

[0310] 15a 存储部

[0311] 15b 运算处理部

[0312] 15c 图像存储器

[0313] 16 图像处理部

[0314] 17 图像显示部

[0315] 18 发送部

[0316] 19 控制部

[0317] 25、28、49、249、349、349b、349c、349d、349e、425 超声波回波

[0318] 26、424 超声波

[0319] 30、372 电流调制器

[0320] 31、371 半导体激光

[0321] 32、231 准直透镜

[0322] 33 偏振光波束分光器

[0323] 34 1/4 波长板

[0324] 35、36 透镜

[0325] 37 透镜阵列

[0326] 38、24 5 衬垫

[0327] 39 镜

[0328] 40 光阑

[0329] 41、232 半反镜

[0330] 42、225 光检测器

[0331] 43 反射体

[0332] 44、222、373、373a、373b、373c、373d、373e、373f、373g、373h、443、443a、443b 激光

[0333] 45 检测光

[0334] 45a 透射光

[0335] 46 参照光

[0336] 51、52 信号波形

- [0337] 57 偏振光反射板
- [0338] 61 光纤束
- [0339] 64 发送光纤
- [0340] 65 接收光纤
- [0341] 71、374、451 导光棒
- [0342] 72 面状检测部
- [0343] 73、381、461 导光板
- [0344] 73a、461a、381a 主面
- [0345] 73b、461b、381b 对置面
- [0346] 73c、461c、381c 偏转面
- [0347] 74、384、464 偏振光板
- [0348] 75 视野角控制板
- [0349] 121 振子
- [0350] 122、122a 振子群
- [0351] 131 接收点
- [0352] 132、132a、132b 检测元件群
- [0353] 220 光纤
- [0354] 221 光源
- [0355] 223、323 聚光透镜
- [0356] 224 扩大透镜
- [0357] 230 传像束
- [0358] 233 波束扩展器
- [0359] 234 成像透镜
- [0360] 240、331、331a、340、340a、340b、340c、380 超声波检测元件
- [0361] 241a 多层膜镜
- [0362] 241b 多层膜镜
- [0363] 242 空气层
- [0364] 243 基板
- [0365] 244、344、364 声匹配件
- [0366] 246 缝隙
- [0367] 247a、247b 分光特性
- [0368] 248 波线
- [0369] 321a、421a 声音耦合器
- [0370] 351、421、482 声学透镜
- [0371] 361、365 声镜
- [0372] 362 膜
- [0373] 363、387 空气层
- [0374] 380a、423a 上表面
- [0375] 382、462 线栅偏振光板

- [0376] 383、463 反射板
- [0377] 386 棒体
- [0378] 385、465 屏幕
- [0379] 426 收发面
- [0380] 432a、432b 倾斜面
- [0381] 433 水平面
- [0382] 482a、482b 透明部件
- [0383] 483 反射层
- [0384] 913 接收探测器

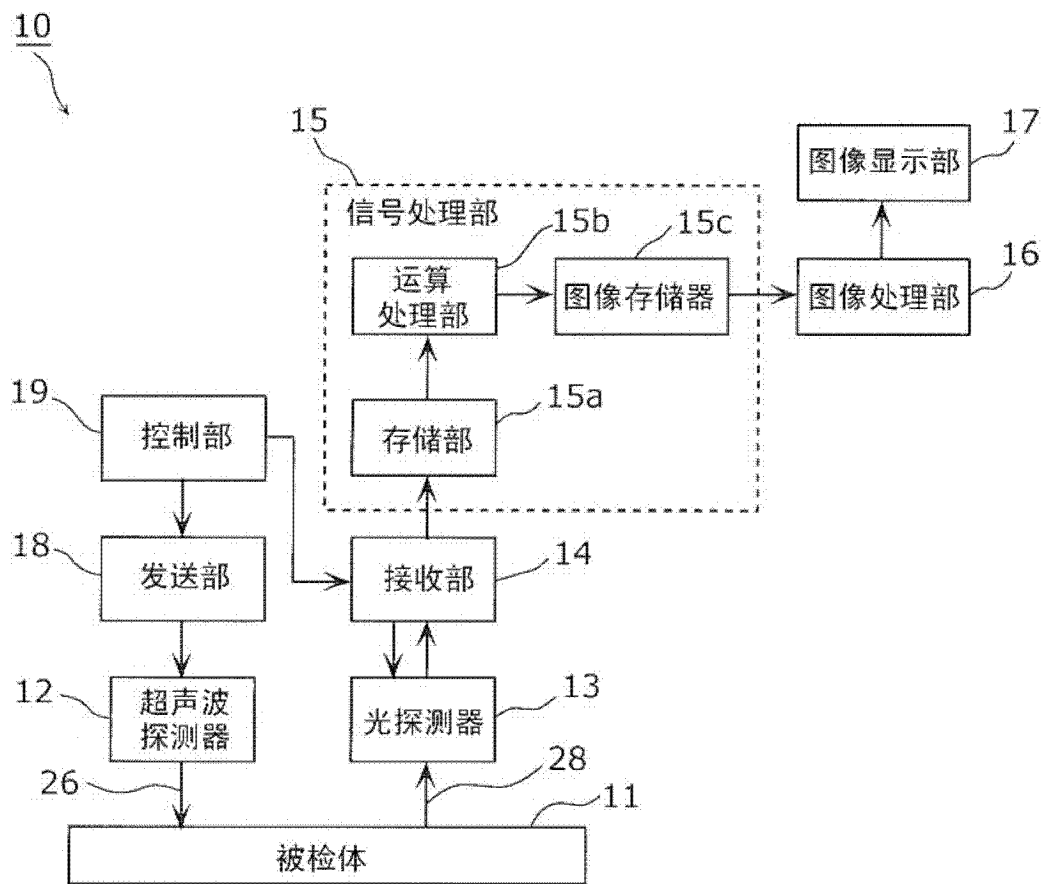


图 1A

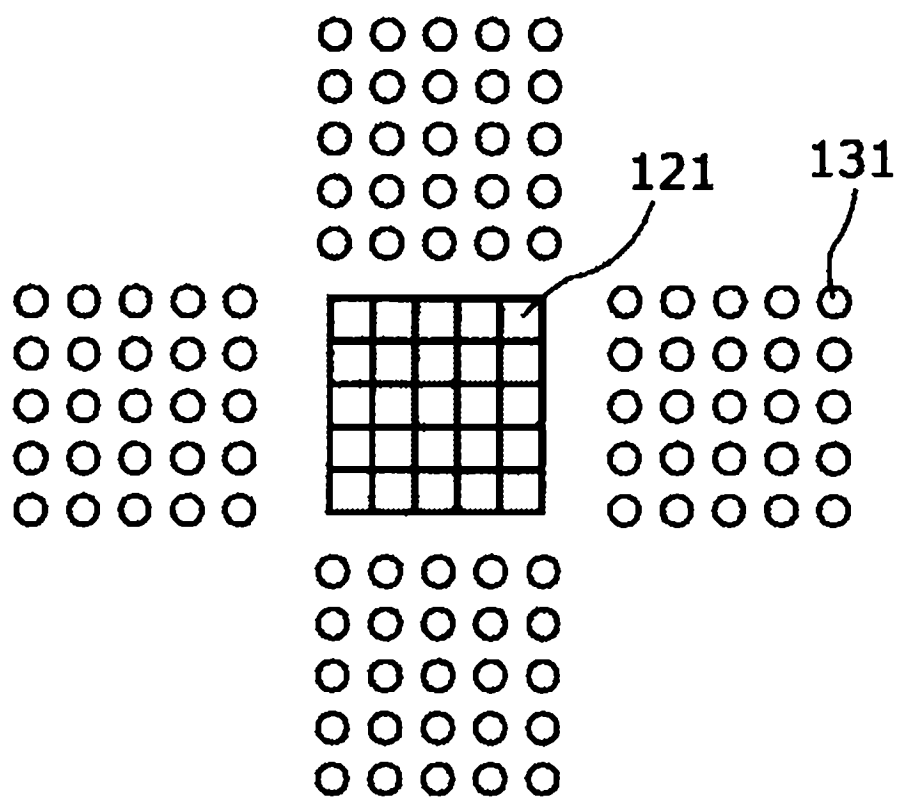


图 1B

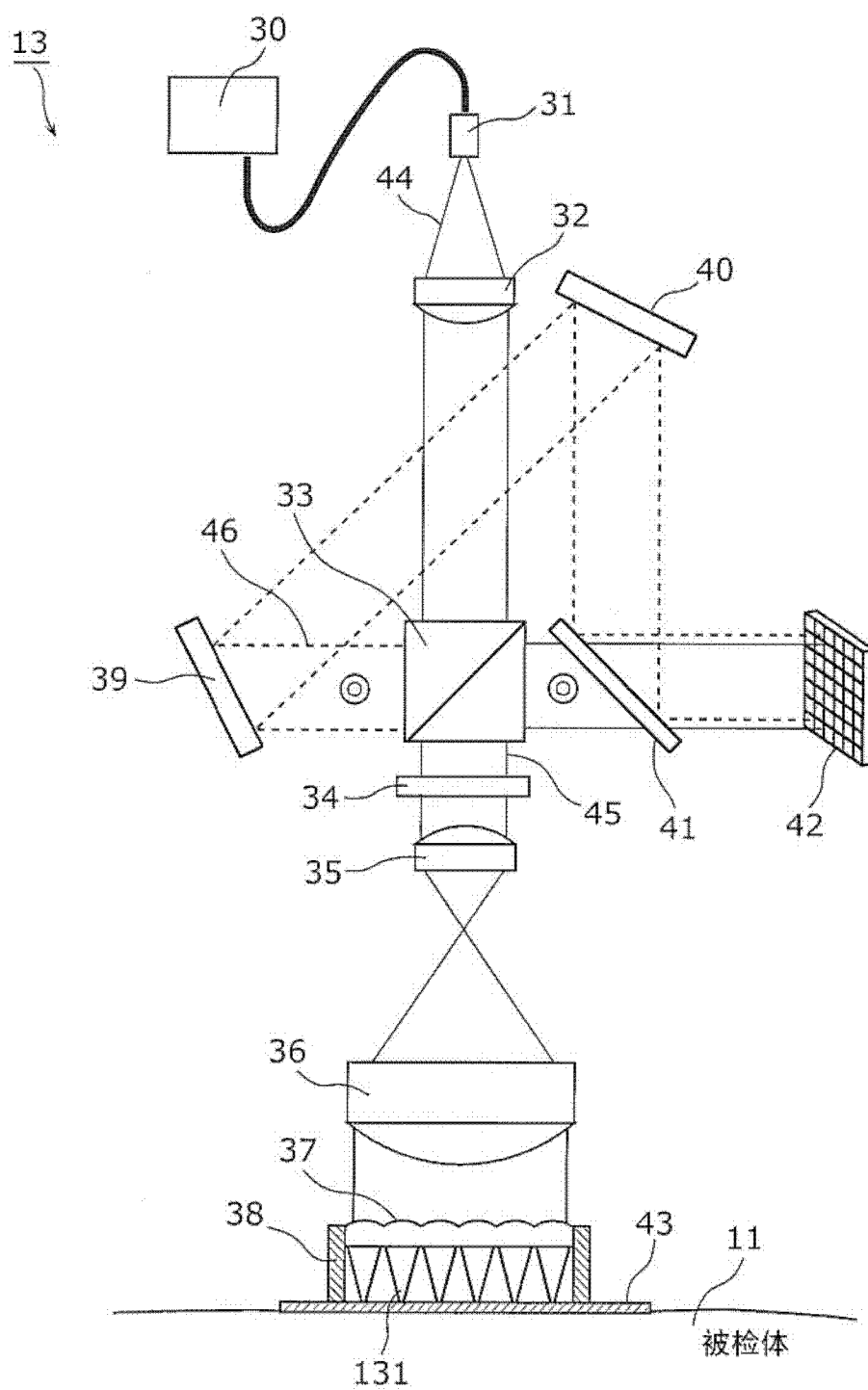


图 2

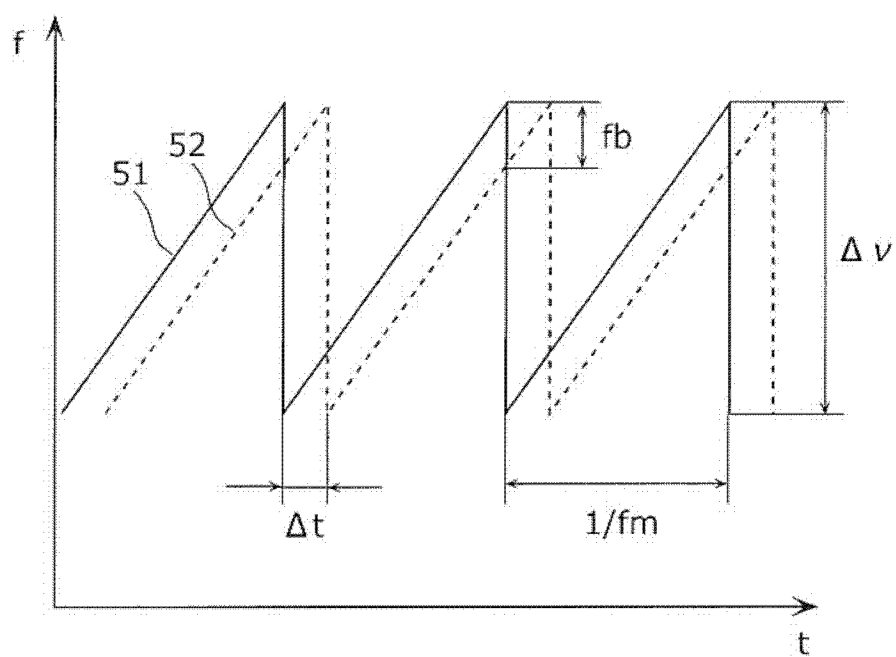


图 3

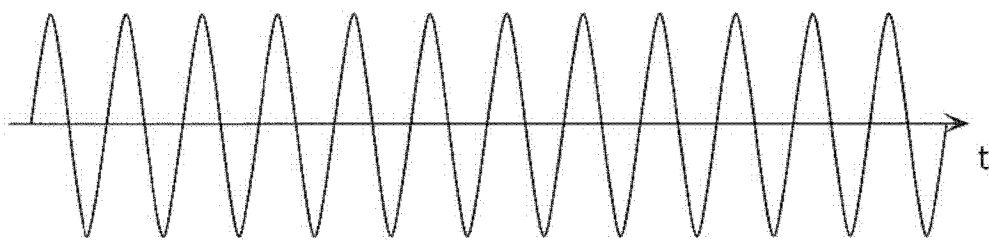


图 4A

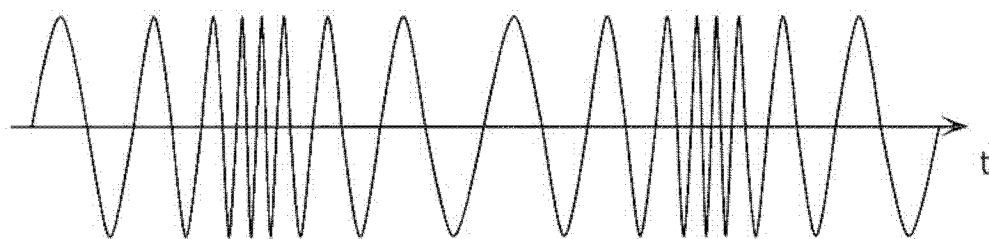


图 4B

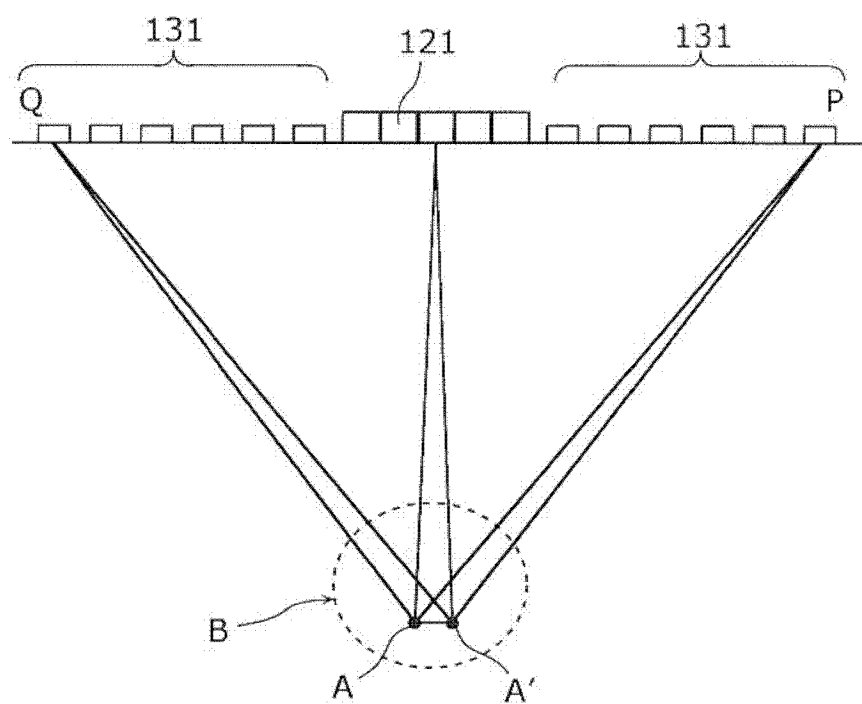


图 5A

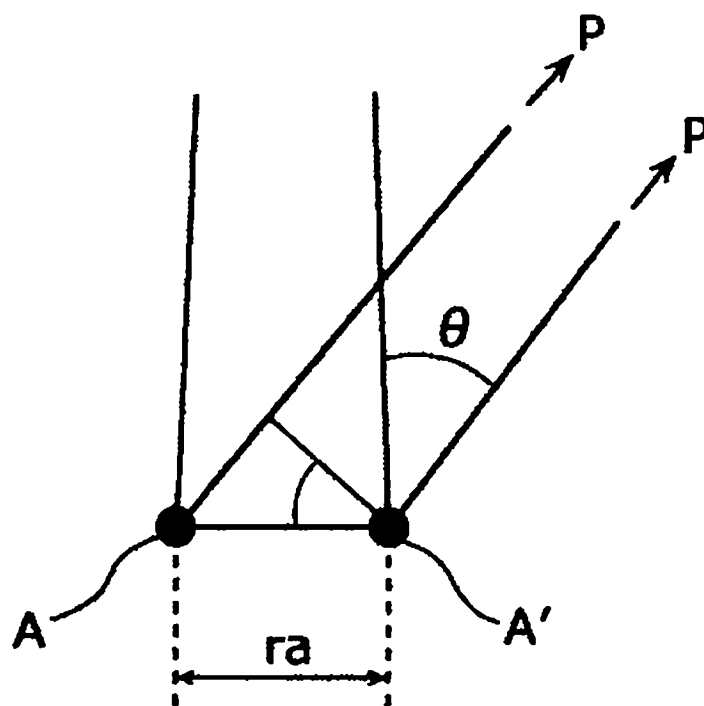


图 5B

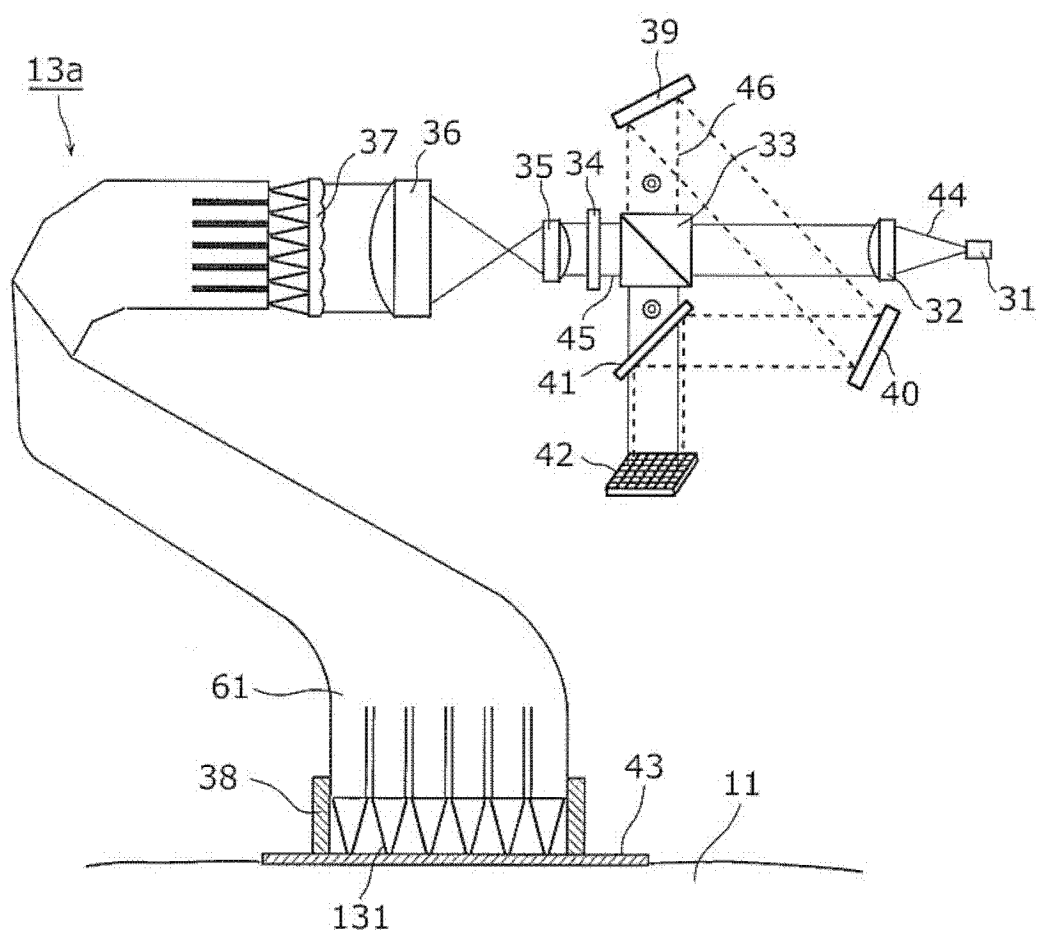


图 6

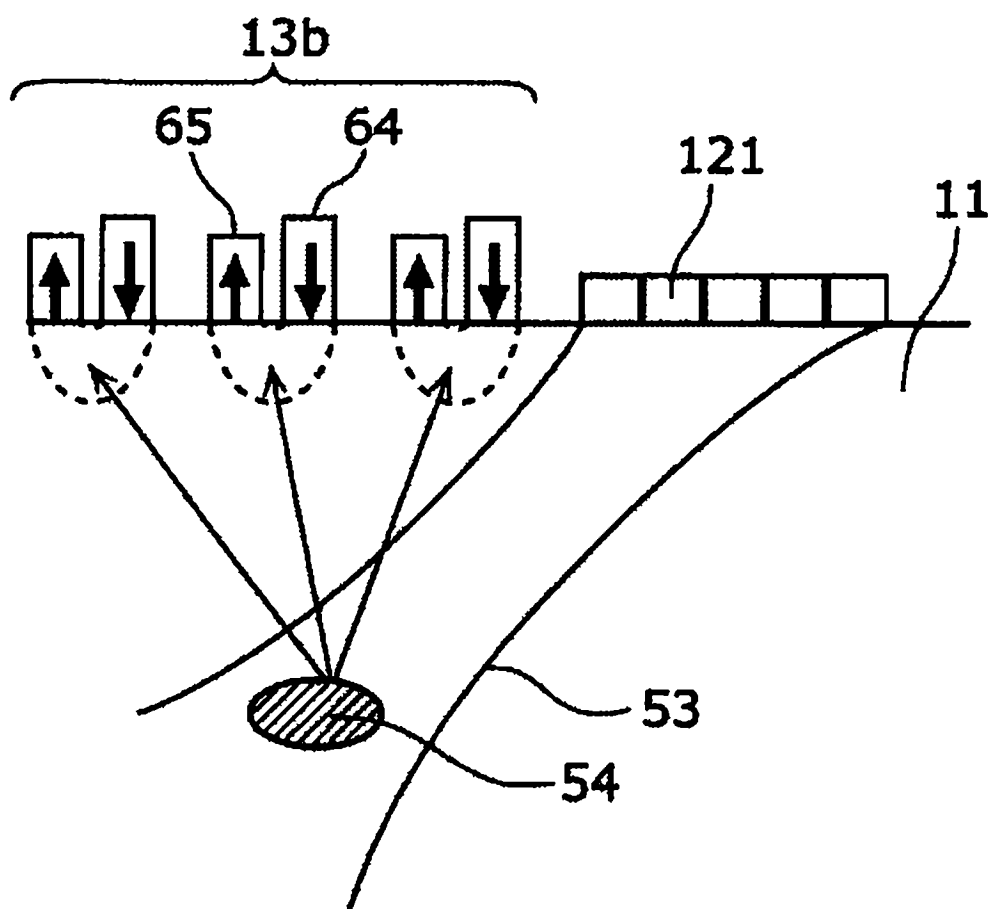


图 7

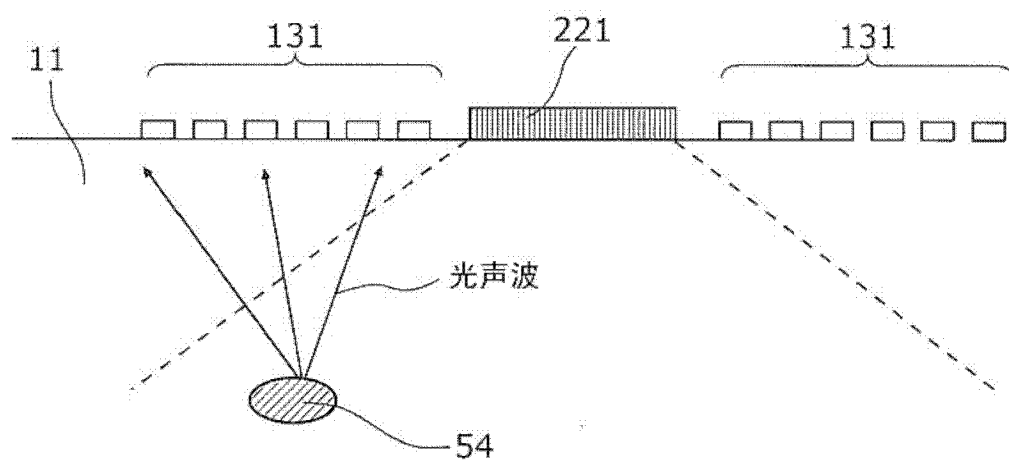


图 8

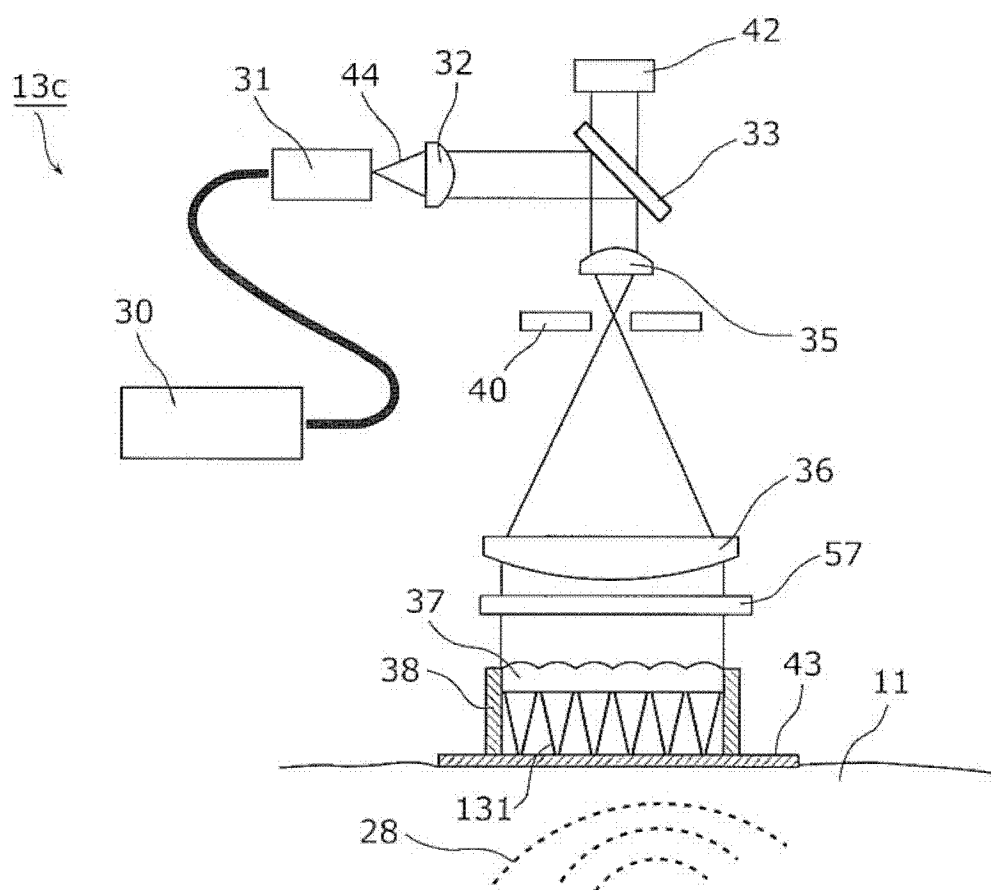


图 9

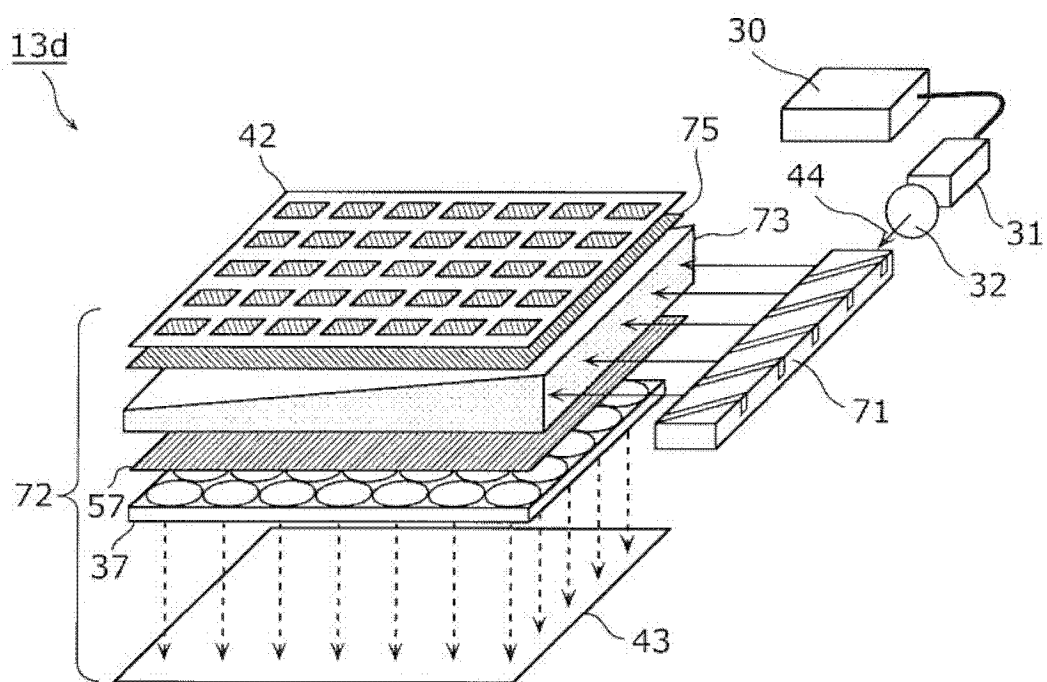


图 10A

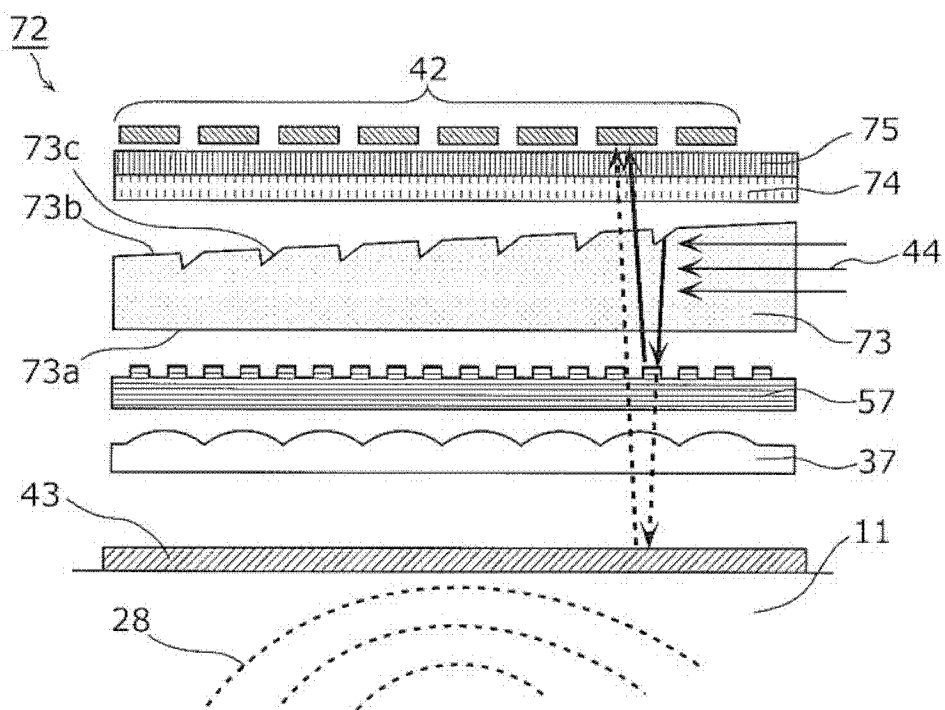


图 10B

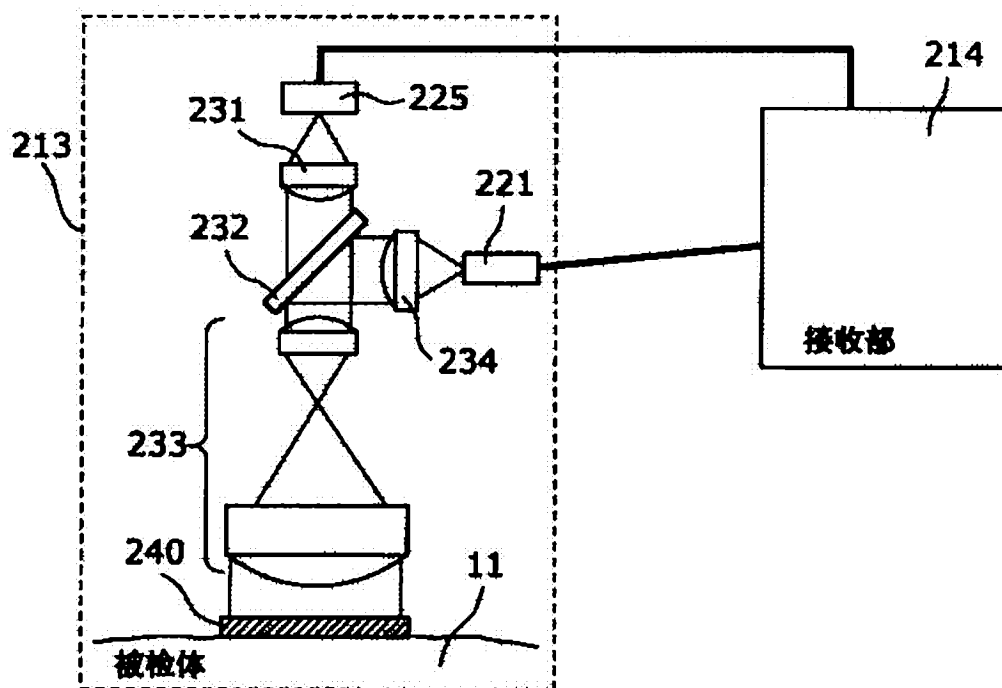


图 11A

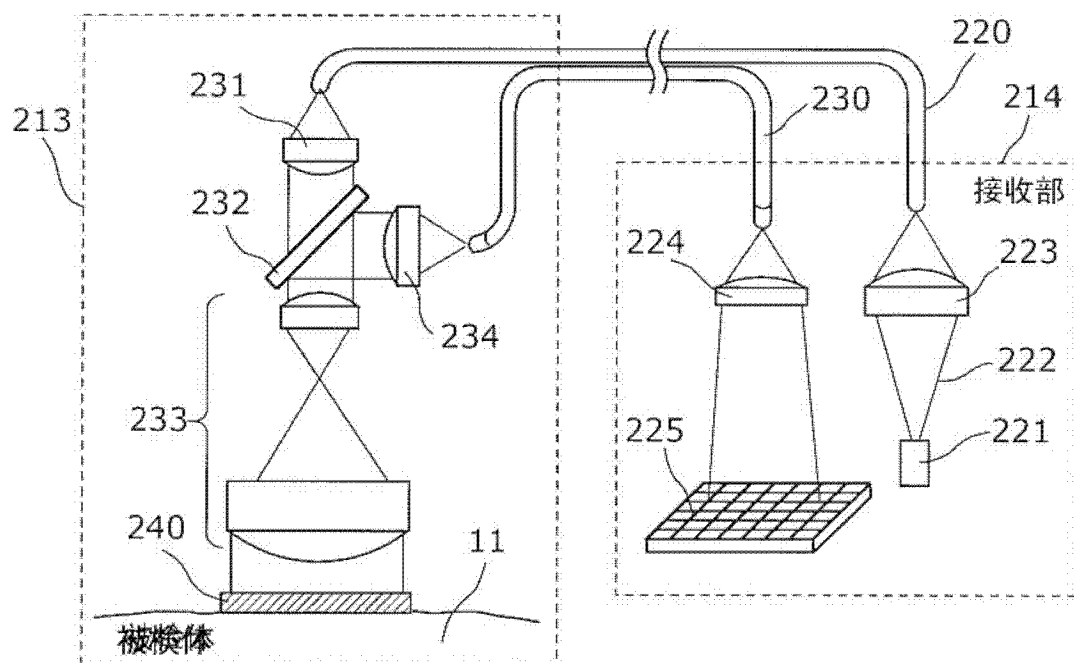


图 11B

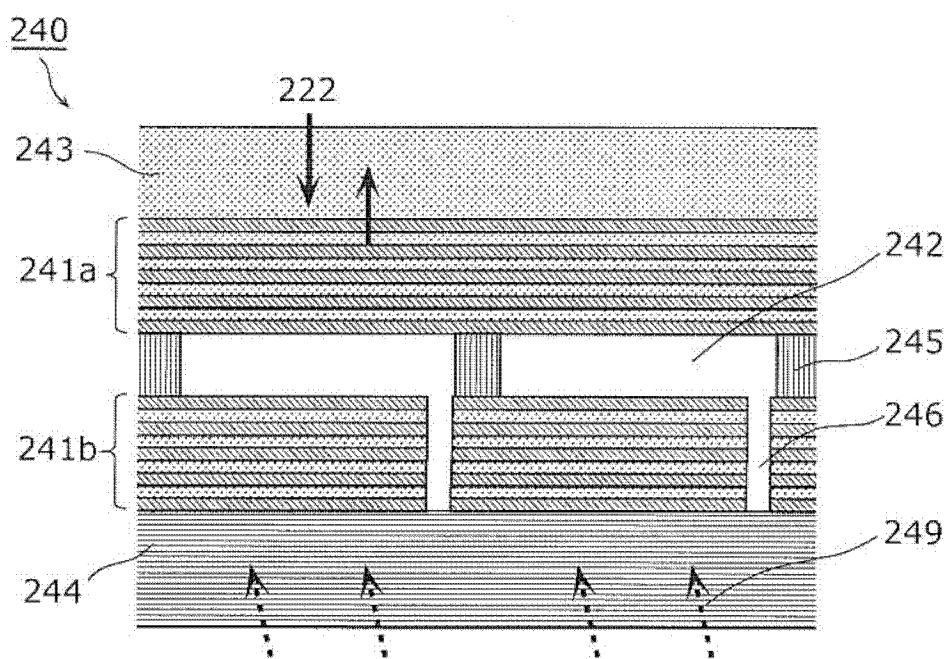


图 12A

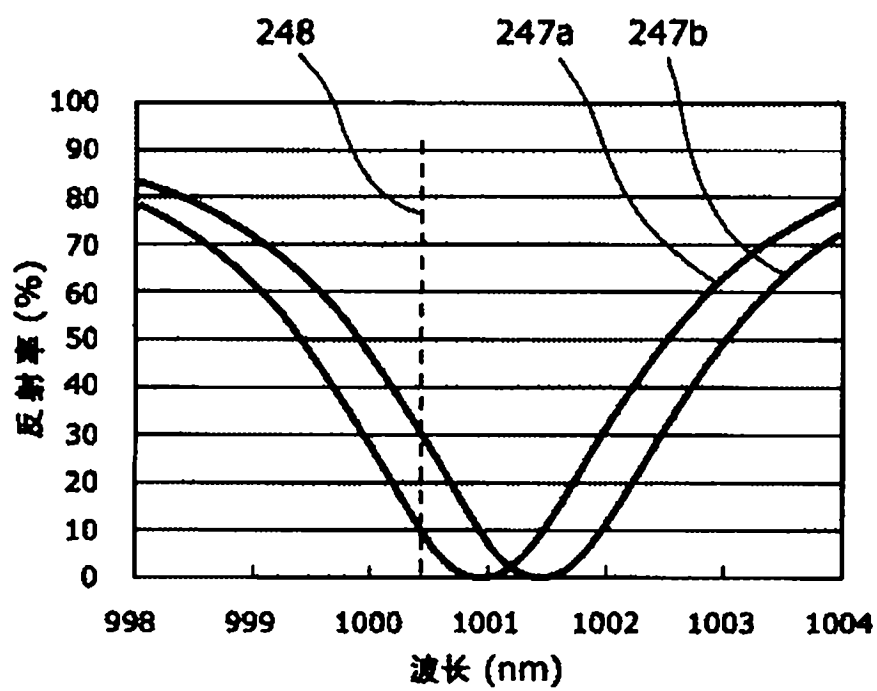


图 12B

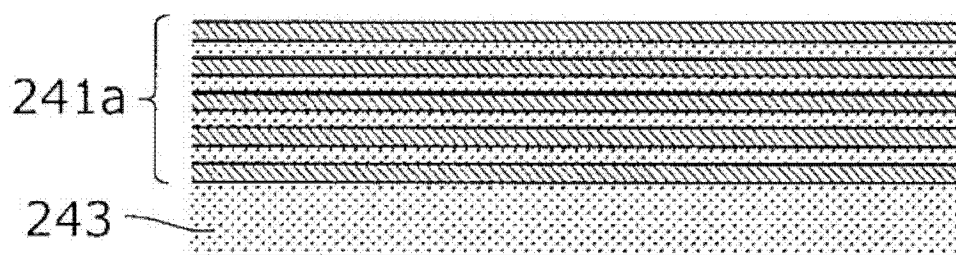


图 13A

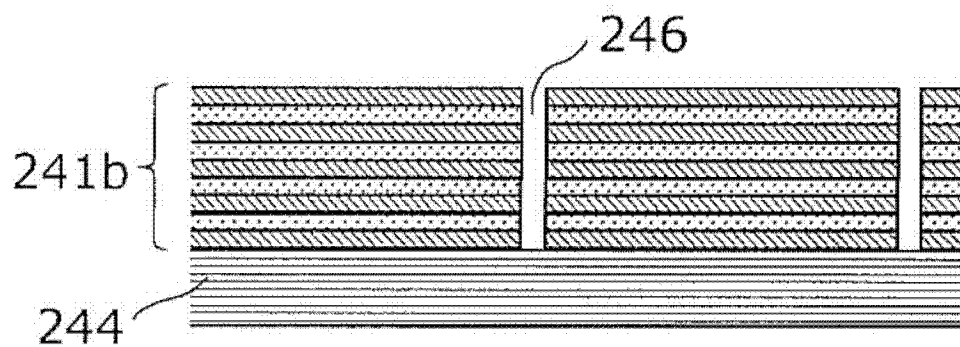


图 13B

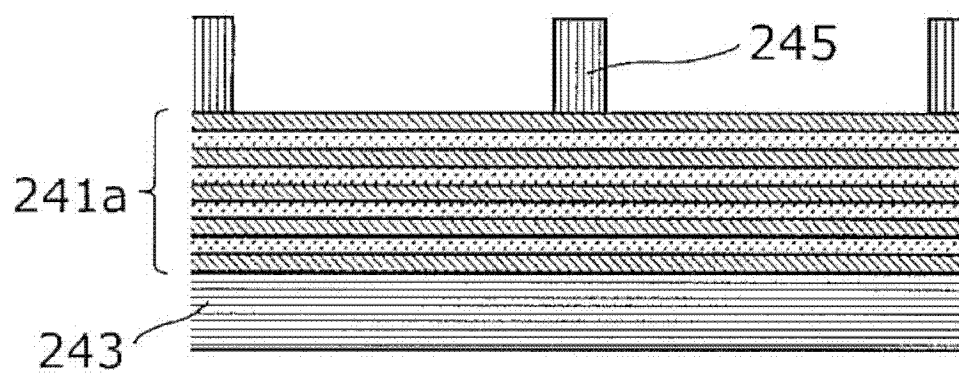


图 13C

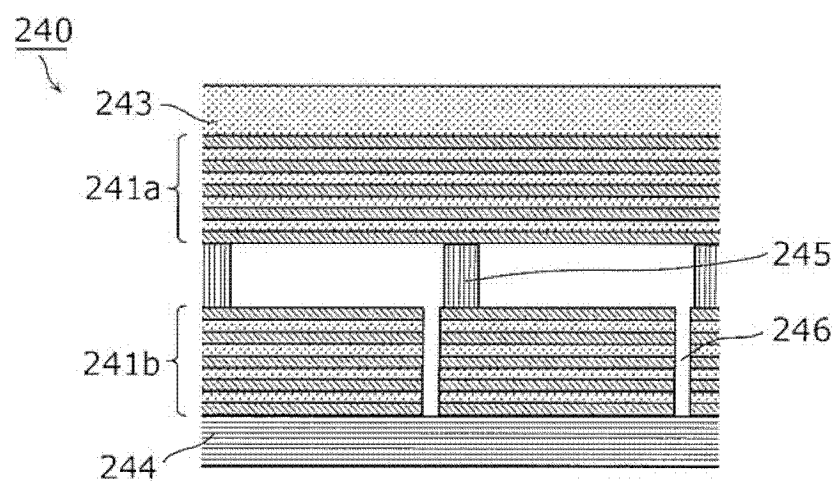


图 13D

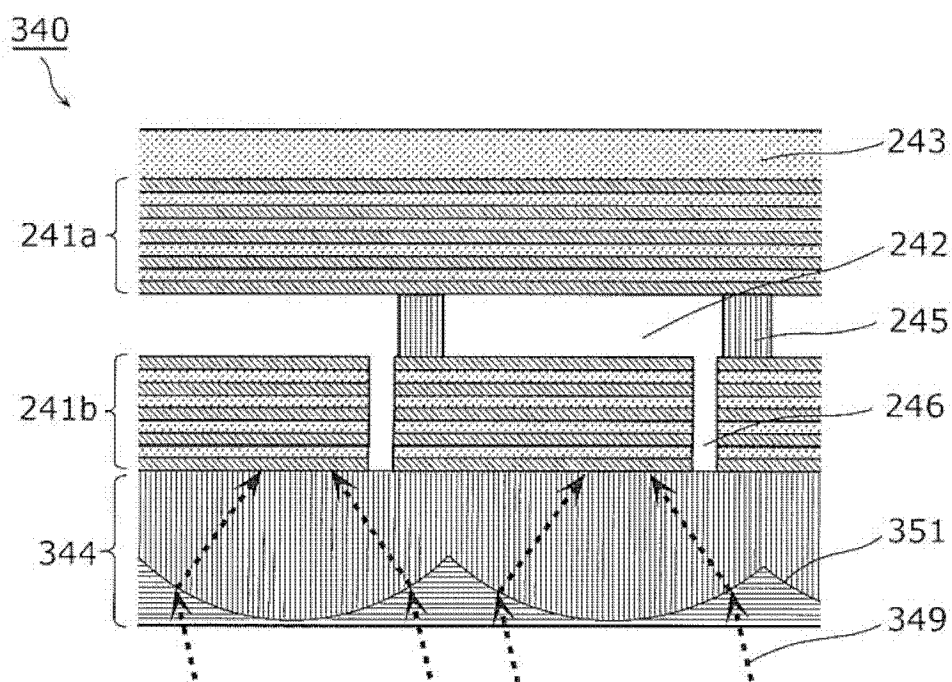


图 14A

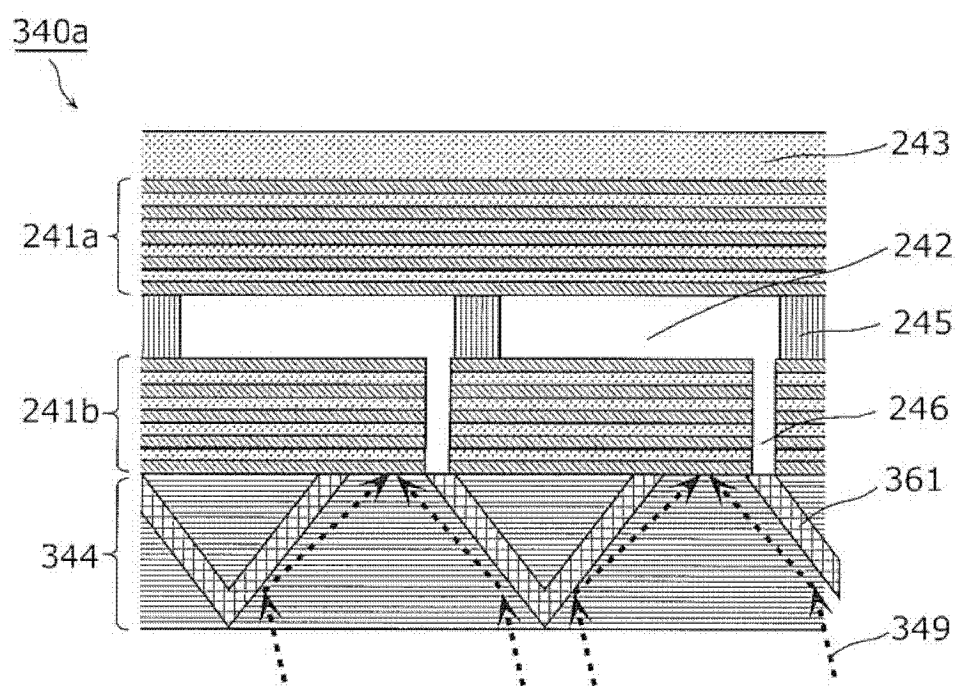


图 14B

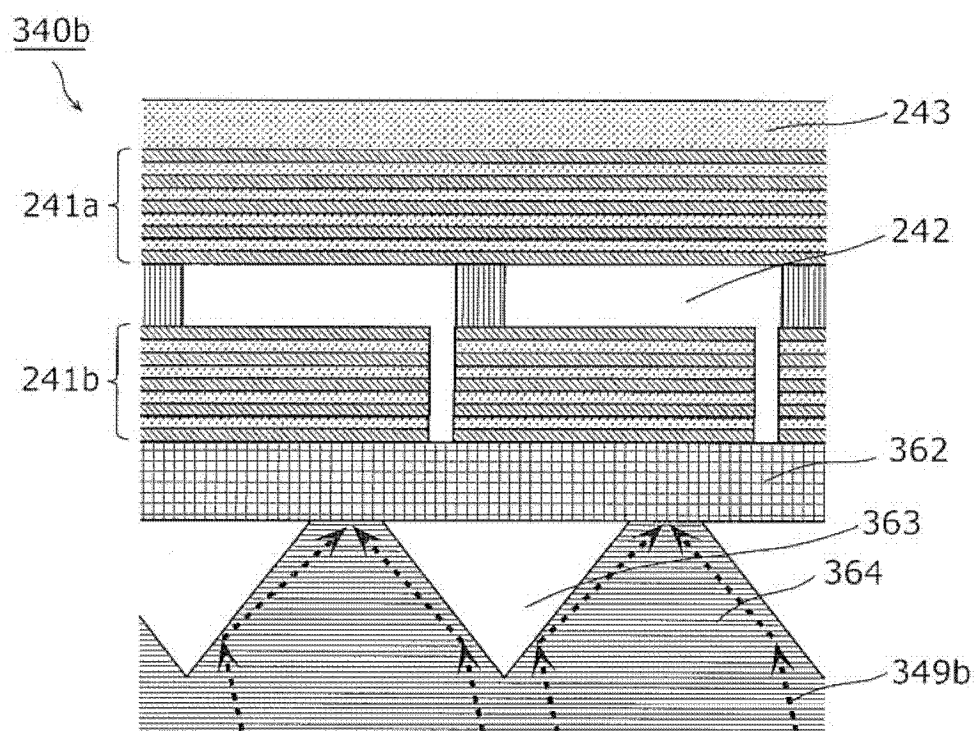


图 15A

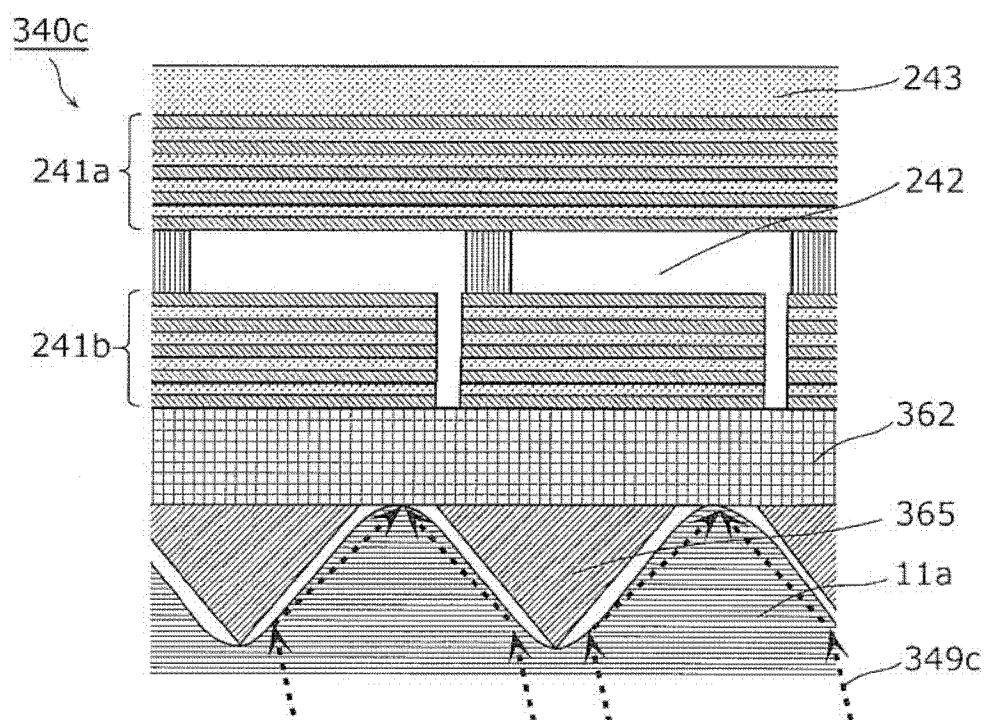


图 15B

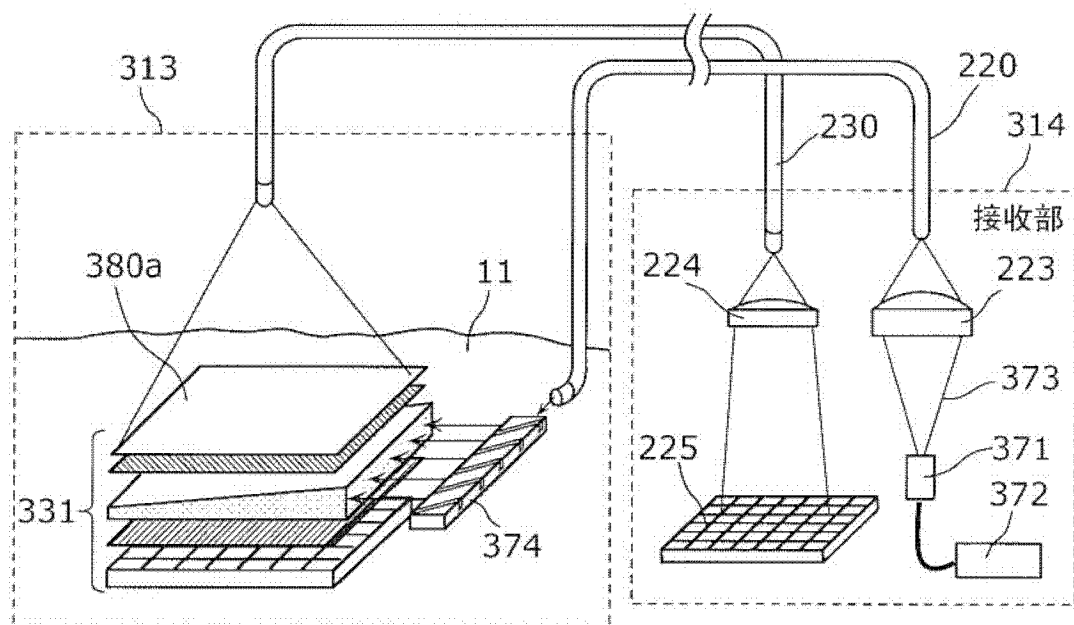


图 16A

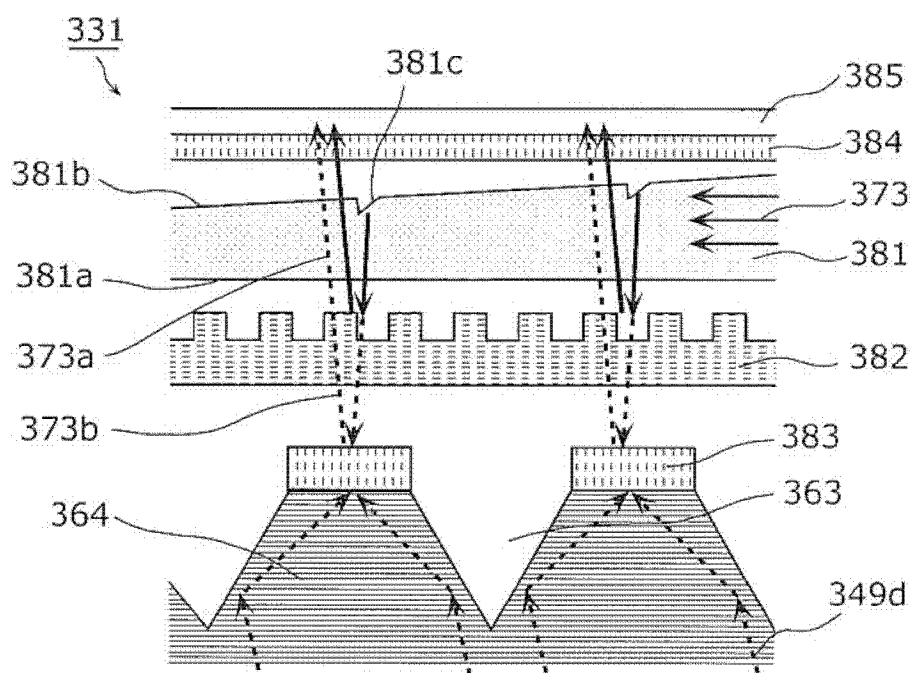


图 16B

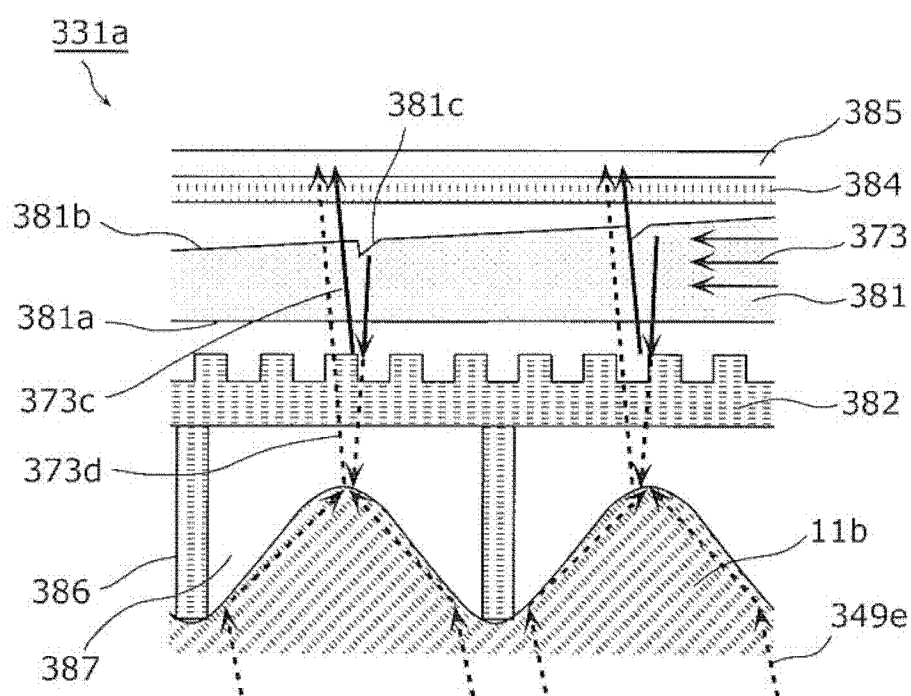


图 17

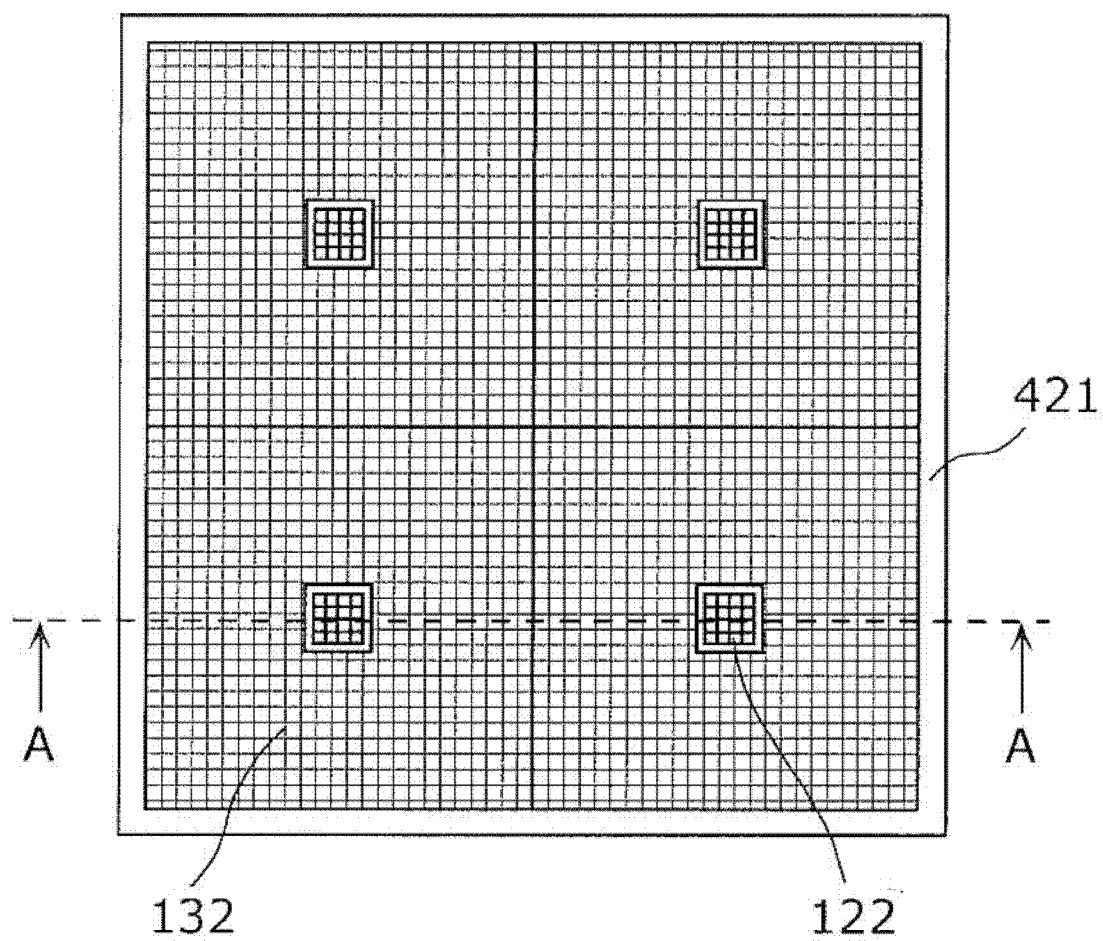


图 18A

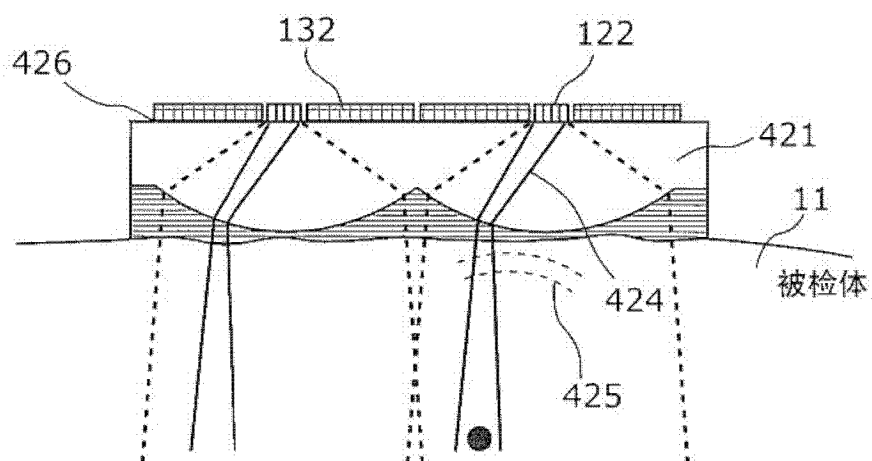


图 18B

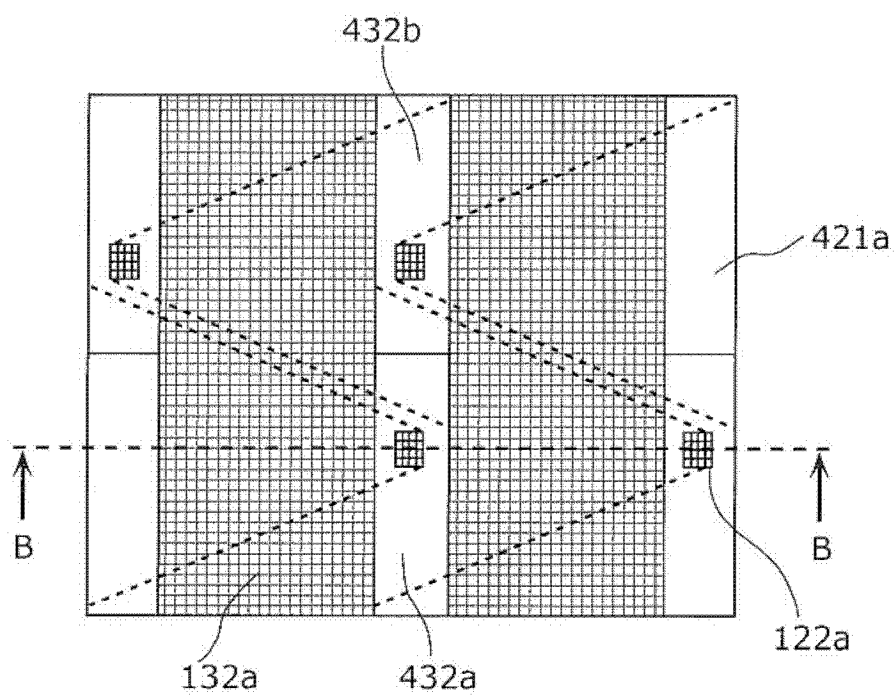


图 19A

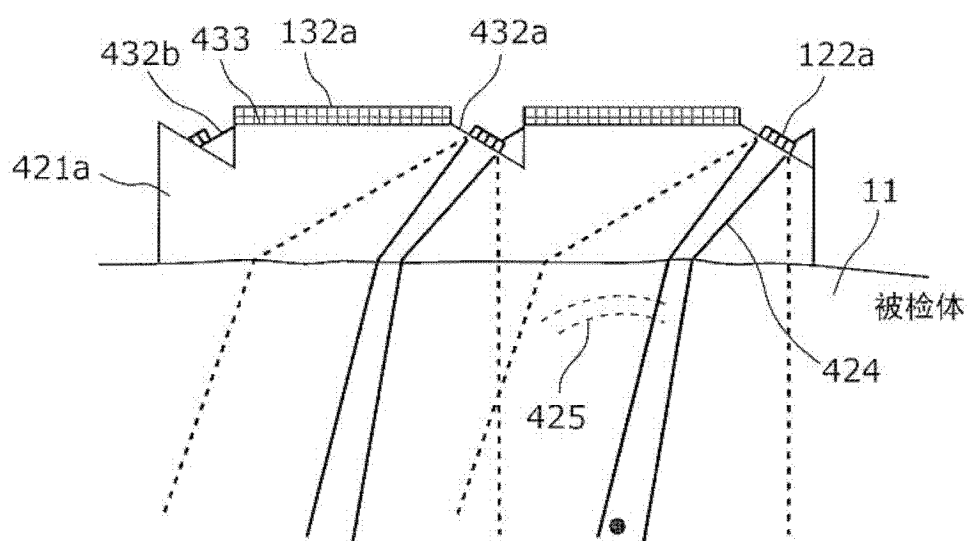


图 19B

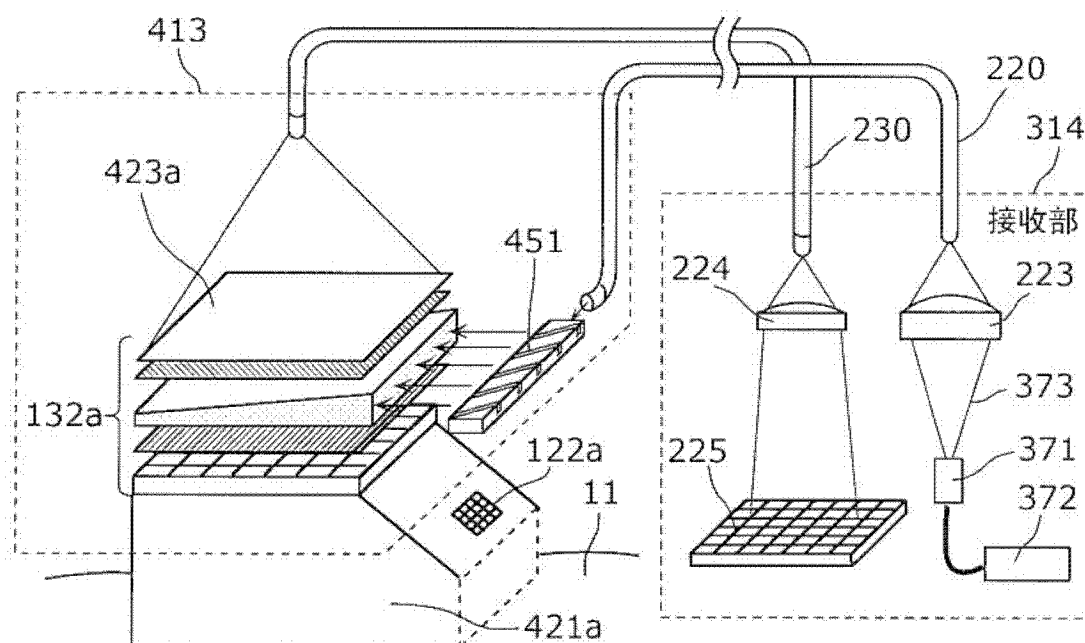


图 20A

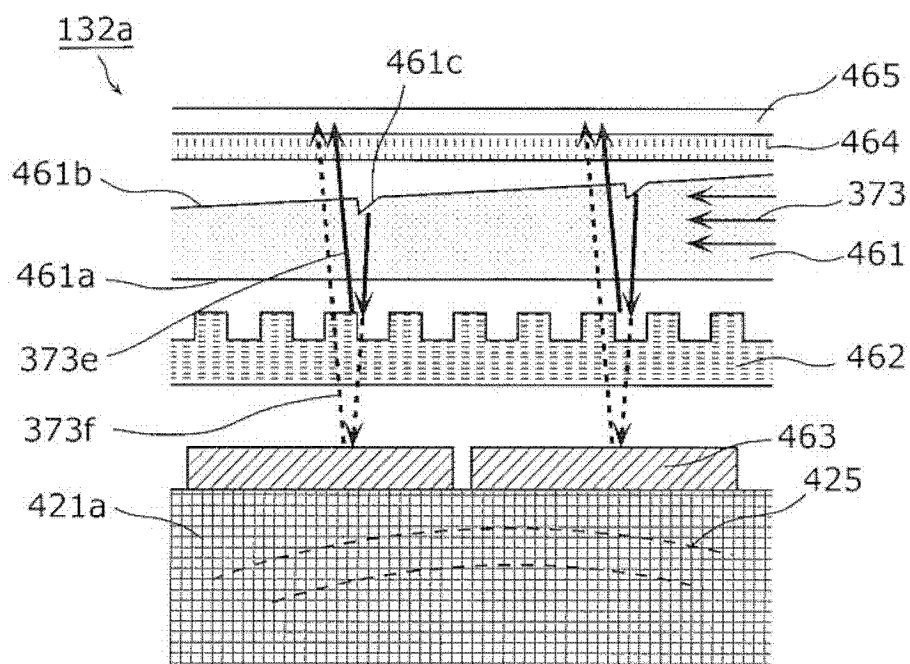


图 20B

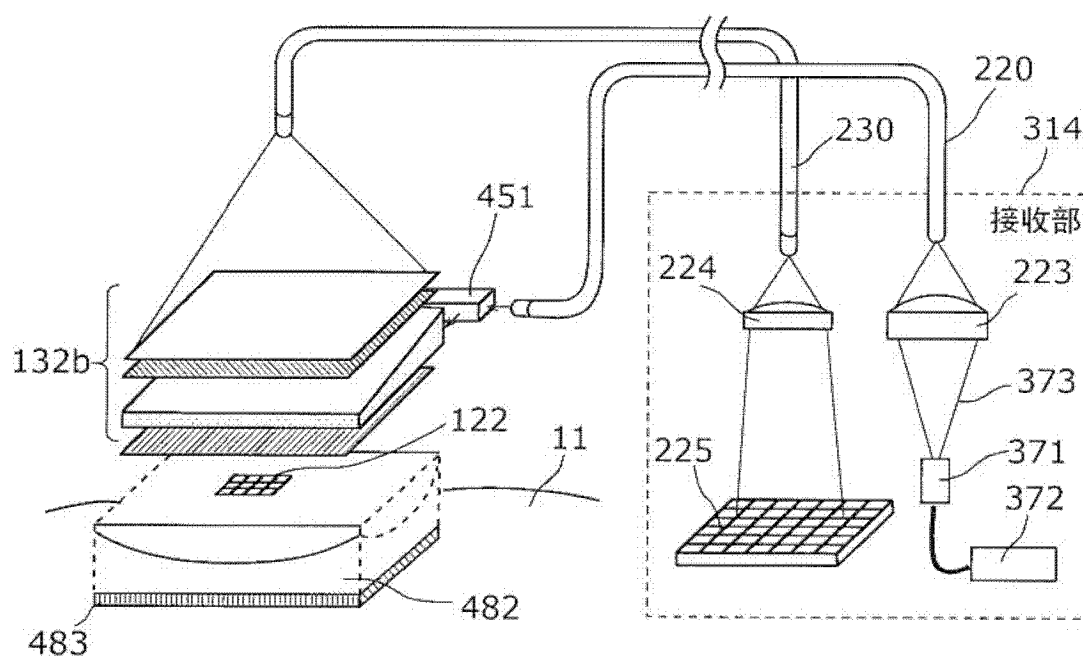


图 21A

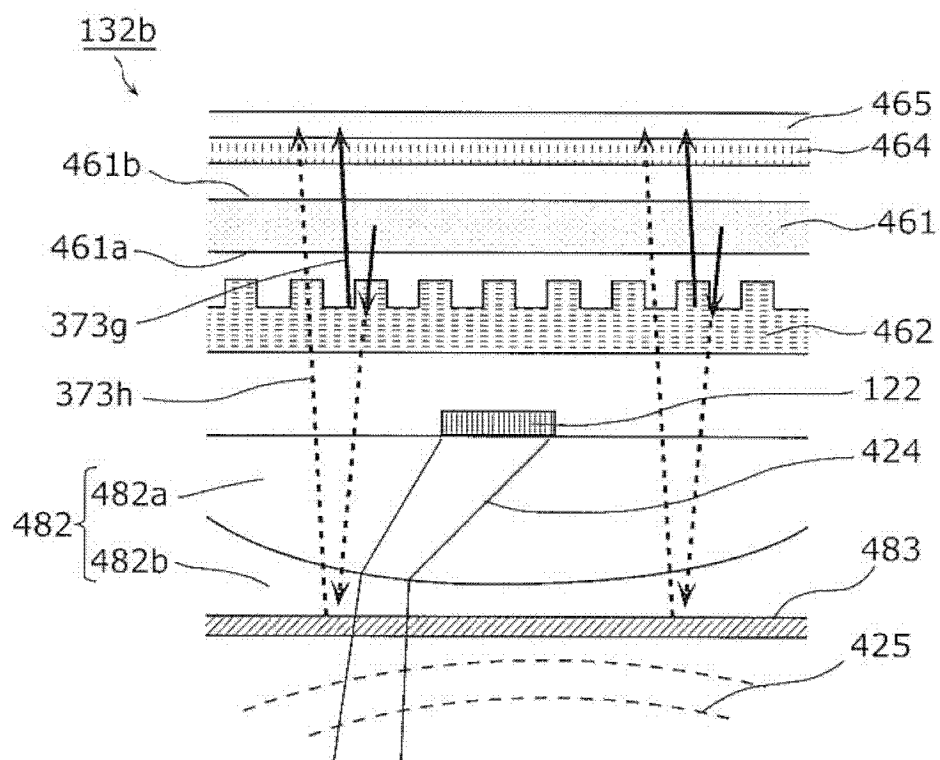


图 21B

专利名称(译)	超声波探测器以及使用该超声波探测器的超声波检查装置		
公开(公告)号	CN102946809A	公开(公告)日	2013-02-27
申请号	CN201180003578.7	申请日	2011-01-31
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	永田贵之 门胁慎一 古屋博之		
发明人	永田贵之 门胁慎一 古屋博之		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/00 G01N29/0672 G01N2291/02475 G01S15/8968 A61B8/4272		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2010020036 2010-02-01 JP 2010070764 2010-03-25 JP 2010070766 2010-03-25 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

目的在于提供一种能够在构造上提高分辨率的超声波探测器。该超声波探测器具备向被检体(11)发送超声波的超声波探测器(12)、以及利用光来检测由被检体(11)内部的组织反射的超声波的光探测器(13)，所述超声波探测器(12)的开口大于所述光探测器(13)的开口。由此，通过大开口来检测来自被检体(11)的反射波(超声波)，因此能够得到比发送的超声波的宽度高的分辨率。

